

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique  
جامعة فرحات عباس - سطيف  
Université Ferhat Abbas - Sétif

# THESE

Présentée à la Faculté des Sciences de l'Ingénieur  
Département d'Optique et de Mécanique de Précision  
Pour l'obtention du Diplôme de

## Doctorat d'Etat

Option : Optique et Mécanique de Précision

Par

**Lakhdar SMATA**

## THEME

**Usure des matériaux dentaires**

Soutenue le 21/11/2007

devant le jury composé de :

Mr. <b>Zegadi</b>	<b>Rabah</b>	<b>Prof. à l'Université de Sétif</b>	<b>Président</b>
Mr. <b>Bouزيد</b>	<b>Said</b>	<b>MC à l'Université de Sétif</b>	<b>Rapporteur</b>
Mr. <b>Benarioua</b>	<b>Younes</b>	<b>MC à l'université de M'sila</b>	<b>Examineur</b>
Mr. <b>Ayadi</b>	<b>Azzedine</b>	<b>MC à l'université de Boumerdès</b>	<b>Examineur</b>
Mr. <b>Ouakdi</b>	<b>Elhadj</b>	<b>MC à l'université de Sétif</b>	<b>Examineur</b>

## **REMERCIEMENTS**

*En premier lieu je voudrais témoigner ma gratitude à Mr Said Bouzid Maître de Conférence à la faculté de l'ingénieur de l'Université Ferhat Abbas Sétif, qui a encadré mon travail de thèse et au contact du quel j'ai beaucoup appris tout le long de ce travail.*

*Je remercie vivement le professeur Rabah Zegadi à l'Université de Sétif pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider le jury.*

*Je tiens à associer mes sincères remerciements aux Maîtres de Conférence : Younes Benarioua, Ayadi Azzedine et Ouakdi Elhadj pour avoir accepté de faire partie du jury de soutenance et d'examiner ce travail.*

*Tout au long de mon travail, j'ai bénéficié de l'aide technique et de la compétence de plusieurs personnes, ainsi que de l'ambiance amicale régnant au laboratoire. Qu'elles trouvent ici toute ma reconnaissance pour leurs précieux soutiens.*

*Je ne saurais exprimer toute ma gratitude envers la patience de ma famille, et leurs encouragements tout au long de ce travail.*

*Sans oublier d'exprimer mes sentiments les plus chaleureux à mes parents, qui m'ont donné tout ce dont j'avais besoin pour accomplir mon chemin.*

## *DEDICACES*

*À la mémoire de mon père  
A ma très chère mère,  
à ma femme  
à mes enfants  
à mon frère et mes sœurs,  
à ceux qui m'ont aidé,  
à ceux qui m'ont soutenu  
et à ceux qui estiment le savoir*

*Je dédie ce mémoire*

## Sommaire

Introduction .....	1
--------------------	---

### Chapitre I: Les matériaux dentaires

1.1 Introduction .....	3
1.2 Les résines acryliques.....	3
1.2.1 Généralités .....	3
1.2.2 Classification .....	4
1.2.3 Les résines thermopolymérisables .....	4
1.2.4 Les résines chémozopolymérisables .....	7
1.2.5 Les exigences d'une résine dentaire .....	7
1.2.6 Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine .....	8
1.2.7 Les monomères résiduels .....	9
1.3 Les résines composites.....	10
1.3.1 Généralités .....	10
1.3.2 Indications .....	11
1.3.3 Les compositions des résines composites .....	13
1.3.4 La contraction de la polymérisation .....	16
1.3.5 Méthodes de diminution des contractions de la polymérisation .....	16
1.3.6 Classification des résines composites .....	21
1.3.7 Avantages et inconvénients des résines composites.....	22
1.4 Les céramiques dentaires .....	23
1.4.1 Introduction .....	23
1.4.2 Généralités .....	24
1.4.3 Définitions .....	24
1.4.4 Les porcelaines dentaires .....	24
1.4.5 Les effets de la teneur des composants de la porcelaine dentaire .....	25
1.4.6 Les propriétés mécaniques des céramiques dentaires .....	27
1.4.7 Les facteurs influençant la résistance mécanique .....	28
1.4.8 Autres nouvelles céramiques dentaires .....	31
1.5. L'amalgame .....	33
1.6 Les alliages métalliques .....	35
1.7 Les ciments .....	35
Bibliographie .....	35

### Chapitre II: Usure des matériaux dentaires

2.1 Introduction .....	41
2.2 Les types d'usure .....	42
2.2.1 L'usure adhésive .....	43
2.2.2 L'usure abrasive .....	44
2.2.3 L'usure par fatigue .....	51
2.2.4 L'usure corrosive .....	51

2.2.5 L'usure érosive .....	52
2.2.6 Les contacts .....	53
2.3 Les dispositifs d'usure et les techniques d'essai de simulation .....	53
2.3.1 Les machines d'usure à deux-corps .....	55
2.3.2 Les machines d'usure à trois corps .....	56
2.3.3 Les machines de la brosse à dent .....	56
2.4 Les facteurs complexes pour la simulation in vitro d'usure .....	56
2.4.1 L'étalonnage de l'antagoniste .....	57
2.4.2 La composition de l'antagoniste .....	57
2.4.3 La forme de l'antagoniste .....	58
2.4.4 Les forces d'application .....	59
2.4.5 Le nombre de cycles .....	59
2.4.6 Les cycles de la mastication (la fréquence des cycles de la charge) .....	60
2.4.7 La durée de contact dentaire .....	61
2.4.8 La vitesse de glissement .....	61
2.4.9 La température du milieu ambiant .....	61
2.4.10 Les aliments de la nourriture pendant la mastication .....	62
2.4.11 Lubrifiant et frottement .....	62
2.4.12 L'homogénéité du matériau à tester .....	63
2.4.13 Le cycle chimique, liquides, expansion hygroscopique .....	63
2.4.14 Le pH .....	64
2.4.15 Les débris d'usure .....	65
2.4.16 Les paramètres de fonctionnement du milieu buccal .....	65
2.5 Usure des matériaux dentaires .....	66
2.5.1 L'usure des composites .....	66
2.5.2 L'usure des céramiques .....	68
2.5.3 L'usure des résines .....	69
Bibliographie .....	70

### **Chapitre III: Fatigue des matériaux dentaires**

3.1 Introduction .....	76
3.2 Les facteurs de la fatigue .....	76
3.3 Les fissurations par fatigue par la mécanique linéaire de rupture .....	78
3.3.1 L'évolution de la longueur de fissure en fonction de nombre de cycle .....	79
3.3.2 La courbe de la propagation des fissures .....	79
3.3.3 La courbe de Wöhler .....	81
3.3.4 Les contraintes résiduelles .....	84
3.3.5 L'aspect statistique de la rupture par fatigue .....	85
3.3.6 Le dommage en fatigue et l'effet d'interaction .....	86
3.3.7 Les mécanisme de la fatigue .....	87
3.4 Le mécanisme de contrôle de fracture de la jonction dentine-émail JDE .....	87
3.5 La fatigue cyclique dans l'eau des composites et céramique des bridges dentaires .....	89
3.6 Le comportement fatigue en flexion des résines composites .....	93
3.7 La comparaison de la croissance de la fissure de fatigue dans les interfaces résines composites/dentine .....	97
3.8 La modélisation du comportement de fracture dans les biomatériaux .....	99
3.8.1 La rupture de la dentine .....	101
3.8.2 La rupture de l'email .....	102

3.8.3 La rupture des matériaux restauratifs .....	104
3.8.4 La rupture du bridge tout céramique .....	105
3.8.5 Le développement des fissures induites par un contact dans un système multi-matériau.....	106
Bibliographie .....	107

#### **ChapitreIV: Partie expérimentale**

4.1 L'étude de l'usure .....	111
4.1.1 Introduction .....	111
4.1.2 Les essais d'usure .....	111
4.1.3 Les résultats de l'usure .....	115
4.1.3.1 Mesure de l'usure par micromètre à cadran .....	116
4.1.3.2 Mesure de l'usure par capteur de déplacement .....	117
4.1.3.3 Mesure de l'usure par la méthode optique .....	118
4.1.3.4 Effet du pH sur l'usure.....	120
4.1.4 Renforcement de la résine.....	122
4.1.5 Discussion des essais de l'usure .....	123
4.2 L'étude de la fatigue cyclique .....	129
4.2.1 Introduction .....	129
4.2.2 But des essais .....	129
4.2.3 Les échantillons utilisés .....	129
4.2.4 La préparation des échantillons des résines .....	129
4.2.5 Le dispositif de fatigue .....	130
4.2.6 Le test de fatigue .....	132
4.2.7 Résultats .....	133
4.2.7.1 Influence de la charge d'indentation .....	133
4.2.7.2 Comparaison entre les deux types de matériau .....	134
4.2.7.3 Photographie de la rupture des échantillons .....	135
4.2.7.4 Durée de vie en fatigue cyclique .....	138
4.2.7.5 L'essai de l'endommagement et de la fatigue cyclique .....	139
4.2.7.6 Résultats de l'endommagement et de la fatigue .....	141
4.2.8 Discussion de l'essai de l'endommagement et de la fatigue cyclique .....	146
Bibliographie .....	150

#### **ChapitreV: Simulation numérique**

5.1 Introduction .....	154
5.2 Familles d'éléments .....	154
5.3 Simulation de chargement des dents avec et sans restauration .....	155
5.3.1 Simulation de chargement des dents sans restauration .....	155
5.3.2 Simulation de chargement des dents avec restauration .....	159
5.3.3 Simulation de chargement de la dent avec entaille (carie) .....	166
<b>Conclusion</b> .....	168

## Introduction

A travers les récentes recherches effectuées dans le domaine des matériaux, il est devenu possible de développer des innovations dans le traitement et les compositions des matériaux dentaires afin d'obtenir des propriétés spécifiques mécaniques et chimiques adaptables au corps humain. Ces nouveaux matériaux sont recueillis sous le domaine des biomatériaux. Dans les matériaux dentaires, trois types de principaux matériaux dentaires ont été développés. Ce sont les résines acryliques, les résines composites et les céramiques. La biocompatibilité de ces matériaux aux corps humains est basé sur des caractérisations mécaniques tels que : l'usure, la flexion, la dureté, l'endommagement par fatigue, le collage, la caractérisation chimique, de stockage et la dégradation sous les divers milieux. Parmi les matériaux dentaires, les résines acryliques et les résines composites sont une alternative acceptable pour beaucoup de remplacements et restaurations dentaires. Les améliorations des propriétés physiques et mécaniques ont permis aux biomatériaux de jouer un rôle plus important dans l'art dentaire.

De divers appareils sont décrits en littérature pour analyser l'usure. Certains d'entre eux sont tout à fait simples, alors que d'autres sont très sophistiqués pour imiter l'environnement oral humain et le mouvement de la mastication des aliments. Les méthodes les plus communes pour quantifier l'usure sont des techniques mécaniques ou optiques pour mesurer la perte de masse par déplacement. Il y a des précautions liées à chacune de ces méthodes une fois appliquées au problème d'usure des matériaux dentaires. Les matériaux pour restaurations dentaires doivent présenter des caractéristiques microstructurales et physico-chimiques leur permettant de résister aux contraintes masticatoires répétitives dont l'effet endommageant dans le temps peut amener le matériau à subir un échec mécanique prématuré. La fatigue est considérée en tant qu'une des causes principales de la défaillance de structure des matériaux dentaire. Les essais de fatigue peuvent indiquer le niveau de résistance de chaque type de matériel dentaire sous des sollicitations cycliques simulant les fonctions masticatoires de la mâchoire de l'être humain. Le nombre de cycles peut simuler la durée de l'activité physiologique dans la bouche.

Le comportement de la rupture dans les matériaux dentaires est une raison majeure de l'échec clinique dont il est également associé à l'usure clinique. Ainsi, l'échec dû à l'effort de fatigue est un phénomène d'importance primordiale d'un point de vue clinique. La défaillance due au phénomène de fatigue qui commence par un petit défaut structural tel qu'un vide ou une microfissure dans le matériau. La fente de fissure se propage graduellement dans le matériel, ayant pour résultat la faillite catastrophique du corps.

Pour évaluer certaines propriétés du biomatériau utilisé dans la restauration dentaire (usure, dommages par fatigue et simulation), nous avons proposé cette étude qui consiste à suivre l'évolution de l'usure (perte de hauteur) de quelques matériaux dentaires. Cette étude inclut également la réalisation d'un dispositif cyclique de fatigue. Nous essayons également d'accentuer l'effet de la fatigue sur le début et la propagation des fissures présentées par une empreinte d'indentation de Vickers sur le composite. Cette technique d'impression laisse étudier le phénomène de rupture dans une région très petite et détermine le déclenchement et l'évolution de la fente par le chargement cyclique. La fatigue cyclique de deux résines est aussi étudiée. Ainsi cette étude s'articule autour de 5 chapitres :

Le chapitre 1, *les matériaux dentaires*, présente les différents types de matériaux utilisés en dentisterie.

Le chapitre 2, *l'usure des matériaux dentaires*, décrit les principaux types d'usure des matériaux dentaires en décrivant les dispositifs simulant l'usure dans le milieu buccal.

Le chapitre 3, *la fatigue des matériaux dentaires*, permet de traiter l'endommagement et la durée de vie des matériaux dentaires sous différents types de sollicitations.

Le chapitre 4, *la partie expérimentale*, où sont présentés: les matériaux utilisés dans cette étude avec les méthodes opératoires employées, les résultats des essais et la discussion de l'expérimental.

Le chapitre 5, *la simulation*, donne la répartition et la concentration des contraintes dans les régions critiques des spécimens soumis à des efforts de compression.

Et *la conclusion*, permet de dégager les principaux résultats de cette étude.



# CHAPITRE I

## LES MATERIAUX DENTAIRES

### 1.1 Introduction:

Les matériaux dentaires ont été le centre de la recherche considérable et de développement durant les 50 dernières années [1]. Ils sont désirés avoir les propriétés mécaniques comparables à ceux de l'émail et de dentine, en plus d'une excellente qualité esthétique [2]. Le développement de la chimie des matériaux a conduit à la production des matériaux dentaires de plus en plus performants avec des propriétés physiques remarquables et une bonne stabilité dans l'environnement buccal.

Deux grandes familles de matériaux sont donc retrouvées aujourd'hui : d'une part de nature organique, dérivés de matériaux polymériques (les résines acryliques et les résines composites), d'autre part de nature minérale, les dents en céramique (la porcelaine). Aussi d'autres types de matériaux existent mais actuellement, ils sont moins employés tels les amalgames, les alliages métalliques et les ciments.

### 1.2 Les résines acryliques:

#### 1.2.1 Généralités:

Les résines dentaires sont couramment utilisées où elles apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation de pièces prothétiques partielles ou complètes. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques qui peuvent être moulés sous diverses formes. Celles-ci sont durcies pour une utilisation commerciale.

Les dents en résine sont le plus couramment choisies essentiellement pour leur plus grande facilité d'utilisation et pour leur coût plus faible. Elles présentent quelques inconvénients majeurs que nous préciserons par la suite et qu'il importe de connaître.

Si les premières résines commercialisées composées de chaînes linéaires d'acide acrylique étaient de piètre qualité, les fabricants se sont efforcés de modifier la composition de la résine afin d'en améliorer les propriétés mécaniques [3].

### **1.2.2 Classification:**

Généralement la résine employée est le méthacrylate de méthyle avec une double liaison d'acrylate [4]. Les résines peuvent être classées selon que la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par la chaleur ou par un agent chimique. On distingue [5]:

- les résines (durcissantes par la chaleur) ou mieux thermopolymérisables
- les résines (durcissantes à froid) ou chémpolymérisables ou encore autopolymérisables.

### **1.2.3 Les résines thermopolymérisables:**

Les résines thermopolymérisables sont utilisées en clinique et aux laboratoires pour une réalisation ou une réparation immédiate. La préparation s'effectue par le mélange d'une poudre et d'un liquide suivi d'un chauffage. Le produit est alors fourni sous la forme d'un gel [5].

#### **1.2.3.1 Compositions:**

Avant la cuisson, la préparation de la résine utilisée dans la prothèse dentaire correspond au mélange d'une poudre (polymère) avec un liquide (monomère).

**a- La poudre:** elle est constituée essentiellement d'un polymère (polyméthacrylate de méthyle PMMA) accompagné d'un peroxyde de benzoyle (0.5 à 2% en poids) qui joue le rôle de donneur de radicaux (catalyseur) [6]

Cette poudre est formée de particules sphériques de polymère. Parfois on ajoute un plastifiant (phtalate de butyle). Une telle substance abaisse la température de ramollissement par la diminution de la cohésion intermoléculaire [5]. La poudre peut contenir des pigments colorants (oxyde de fer, oxyde de cobalt, graphite,...).

**b- Le liquide:** incolore, il est constitué d'un monomère (acide acrylique; acide méthacrylique) additionné d'un anti-oxydant (hydroquinone) qui joue le rôle d'inhibiteur de polymérisation afin de permettre la conservation (figures 1.1 et 1.2) [6].



Figure 1.1: Acide acrylique [2].



Figure 1.2: Acide méthacrylique [2].

**c- La formation de la pâte:** le mélange de la poudre avec le liquide donne une masse sableuse qui, au cours du temps, devient pâteuse. La formation de la pâte passe par trois étapes:

- stade de sédimentation: la poudre ajoutée au liquide y sédimente et donne un aspect sableux;
- stade de dissolution: le liquide se diffuse entre les particules de la poudre et donne un aspect mousseux;
- stade de saturation: la poudre a saturé le liquide et donne un aspect pâteux où la viscosité du mélange augmente lentement facilitant une dissolution progressive des fractions de la poudre [7]. Le mélange est prêt à être moulé dans la forme désirée. Et la polymérisation de la pâte, par la chaleur, peut commencer.

Le temps de la formation de la pâte est influée par certains facteurs, tels que: la température, la grosseur des grains de la poudre, le degré de polymérisation, la présence d'un plastifiant dans la poudre et le rapport poudre / liquide [5].

### 1.2.3.2 Les propriétés des résines dentaires thermopolymérisable:

#### a- Les propriétés physiques:

– **La structure:** la structure est essentiellement constituée de longues chaînes, mais aussi d'un réseau tridimensionnel (croisement des chaînes) assez faibles, car certains maillons permettant des liaisons entre les chaînes. L'obtention de polymères réticulés (*cross linked*) organisés en réseau tridimensionnel nécessite l'addition au monomère d'un agent de réticulation, la plupart du temps un diméthacrylate (comme le diméthacrylate éthylène glycol ou 1,4 butylène glycol diméthacrylate) [8]. Cette organisation spatiale tridimensionnelle particulière a permis d'améliorer grandement la résistance mécanique des résines acryliques.

- **L'absorption d'eau:** l'absorption d'eau entraîne de faibles variations volumiques diminuant ainsi la résistance mécanique par la formation de plastifiants [9].

- **La solubilité:** elle est déterminée par la diminution du poids par unité de surface de la résine immergée dans l'eau pendant 24 heures. Elle peut être diminuée par l'addition au mélange d'un agent de liaison tel que le diméthacrylate de glycol [8].

- **La dilatation thermique:** celle-ci est provoquée lors de la variation de la chaleur entre la température ambiante et la température du stade d'initiation de la polymérisation. Cette dilatation est limitée par les parois du moule d'où la naissance de contraintes internes du matériau et une possibilité de fissurations ultérieures et amoindrissement de la résistance mécanique.

- **La contraction de polymérisation :**

Cette contraction est due au méthacrylate de méthyle qui subit une diminution en volume de 21% en se polymérisant. La pâte qui contient généralement 25% en volume de monomère devrait avoir théoriquement une contraction globale en volume de 15% soit une contrainte linéaire de 1.7% [5].

**b- Les propriétés mécaniques:**

- **La dureté:** la dureté Knoop de la résine est de 20. Elle est nettement inférieure à celle de la denture, de l'ordre de 65 et de l'email 300 [5].

- **La résistance mécanique:** les propriétés mécaniques d'un polymère sont influencées par le degré de conversion [10]. La résistance mécanique est d'autant plus faible que le degré de polymérisation. La résistance mécanique est encore affaiblie par le raccourcissement de la durée du cycle de durcissement et par la diminution de l'épaisseur de l'échantillon ainsi que par la présence des bulles et l'absorption d'eau.

Toutes ces résistances seront augmentées par l'addition au mélange d'un agent de liaison, tels que le diméthacrylate de glycol [8].

**c- Les propriétés optiques [4]:**

- **L'indice de réfraction:** il est de 1,49 soit du même ordre de grandeur que ceux de la dentine 1,50 et de l'email 1,60.

- **La transparence:** elle est excellente, un échantillon de 3 mm d'épaisseur transmet 90 % de la lumière visible.

- **La coloration:** les possibilités de coloration sont très variées.

**d- Les propriétés chimiques:** le polyméthacrylate de méthyle présente une grande inertie chimique, ces résines sont pratiquement inattaquables par les fluides buccaux et présentent une très bonne stabilité en bouche. Mais les monomères résiduels, du fait de la polymérisation incomplète de la résine, vont provoquer des irritations au niveau buccal [11]

#### **1.2.4 Les résines chémozpolymérisables:**

Les résines chémozpolymérisables appelées (autopolymérisables), se polymérisent sans l'intervention d'un agent extérieur telle que la chaleur. La polymérisation se fait par l'utilisation d'un activateur chimique [6].

**1.2.4.1 Compositions:** la préparation s'effectue par le mélange d'une poudre (polymère) et d'un liquide (monomère).

**a- La poudre:** identique à la celle utilisée dans les résines thermopolymérisables. Parfois le tributylborane (environ 5%) remplace le peroxyde de benzoyle [6].

**b- Le liquide:** analogue à celui utilisé dans les résines thermopolymérisable, mais il contient en plus un activateur (le diméthylparatoluidine) qui joue le rôle de la chaleur [6].

#### **1.2.4.2 Les propriétés des résines chémozpolymérisable:**

**a- Les propriétés physiques:**

- **La structure:** identique à celle des résines thermopolymérisables.

- **L'absorption d'eau:** identique à celles des résines thermopolymérisables

**b- Les propriétés mécaniques :**

- **La dureté:** la dureté Knoop est de 16 [5].

- **La résistance:** la résistance mécanique est légèrement inférieure à celle des résines thermopolymérisables.

**c- Les propriétés optiques:** analogues à celles des résines thermopolymérisables, mais la stabilité de la coloration est moins bonne par suite de l'oxydation de l'activateur. La prévention de cette oxydation peut se faire par un agent stabilisant [6].

**d- Les propriétés chimiques:** analogues à celles des résines thermopolymérisables.

**e- Le phénomène de la prise et de la polymérisation:** le mélange du liquide et de la poudre donne une masse pâteuse qui se durcit au cours du temps, c'est le phénomène de la prise sous l'influence de l'activateur.

La pâte se durcie sans l'intervention d'un agent extérieur telle que l'élévation de la température (durcissement à froid).

#### **1.2.5 Les exigences d'une résine dentaire:**

- Le matériau doit présenter une translucidité de façons à reproduire esthétiquement les dents qu'il doit remplacer. Dans ce but, il doit être teinté (figure 1.3).

- Il ne doit avoir aucun changement de couleur ou d'apparence du matériau après sa fabrication.
- Une résistance à l'abrasion adéquate pour supporter toute usure normale.
- Imperméable aux fluides buccaux afin de ne pas devenir mal sein de goût ou d'odeur.
- Pas d'adhésion sur la dent en résine ni de la nourriture ni autre matière introduite dans la bouche. Possibilité de son nettoyage de la même sorte que les dents naturelles.
- La résine doit être sans goût, inodore, non toxique.
- Elle doit être complètement insoluble dans les fluides buccaux et toute substance susceptible d'être ingérée.
- Conductibilité thermique élevée.
- La température de ramollissement doit être supérieur à tout élément ou liquide introduit dans la bouche.
- En cas de fracture, il faut pouvoir réparer la résine facilement et d'une façon efficace.

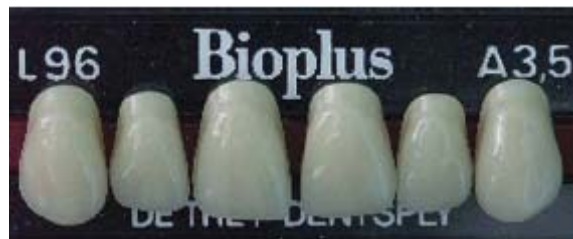


Figure 1.3: Ensemble de dents incisivocanin en résine

## 1.2.6 Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine: [12]

**1.2.6.1 Avantages:** liaison chimique avec la base prothétique (figure 1.4), esthétique satisfaisante, absence de risque d'abrasion des antagonistes car elles sont de dureté inférieure à l'émail, aux alliages dentaires et à la porcelaine, équilibrage et polissage faciles au cabinet dentaire par la faible résistance mécanique, dents non sonores, correction par addition de résine chémozpolymérisable ou de résine composite de façon transitoire ou définitive.



Figure 1.4: Groupe incisivocanin Vitapan (Vita). La liaison à la base prothétique est de nature chimique.

**1.2.6.2 Inconvénients:** faible résistance à l'usure, les retouches occlusales sont peu précises, la dent en résine se décolore dans le temps du fait des colorants alimentaires et le tabac (sur la figure 1.4, apparition d'une décoloration), dissolution de la résine (phénomène lent mais non négligeable), efficacité masticatoire est plus faible que pour la dent en porcelaine et diminue dans le temps.

### 1.2.7 Les monomères résiduels:

Pendant la réaction de polymérisation des résines acryliques, la conversion du monomère dans le polymère n'est jamais 100% et les quantités variables du monomère libre ou non réagi demeurent dans la résine polymérisée: ce sont les monomères résiduels [13]. Les monomères résiduels sont des plastifiants bien connus et affectent les propriétés physiques et mécaniques des résines acryliques [14]. En outre, il y a eu des descriptions des cas cliniques dans lesquels s'est avérée la cause des dommages muqueux [11] car les monomères restant libres dans le matériel, peuvent être libérés dans la cavité buccale [7]. On a signalé qu'une diminution du contenu des monomères résiduels pourrait être réalisée en immergeant les résines acryliques conventionnelles dans l'eau chaude [15] ou en employant l'irradiation des micro-ondes (four) [16].

Du point de vue de réaction de polymérisation, le degré de conversion est la caractéristique la plus importante, à cause des niveaux résiduels élevés de monomère qui pourraient être non réagis. Sa présence a un effet nuisible sur les propriétés physiques et mécaniques [17] aussi bien que sur la biocompatibilité [7].

Aussi, il y a moins de monomères résiduels en résines acryliques thermopolymérisable que dans les résines acryliques autopolymérisantes [18]. La raison du contenu résiduel plus

élevé de monomère dans les résines acryliques autopolymérisantes, est le faible degré de conversion réalisé par l'utilisation d'un activateur chimique, par opposition au produit par activation de la chaleur [9]. En conséquence, tout le monomère n'est pas converti en polymère dans le cas des résines autopolymérisantes [19] et de ce fait, les résines autopolymérisantes présentent une faible résistance mécanique que les résines acryliques thermopolymérisables [9].

### **1.3 Les résines composites:**

#### **1.3.1 Généralités:**

Les composites modernes sont des matériaux esthétiques montrant une très bonne résistance physique. Les composites à base de méthacrylate sont employés de plus en plus en tant que matériaux de restauration dentaires parce que leurs propriétés chimiques, physiques, et mécaniques sont proportionnées pour beaucoup d'applications dentaires.

Des tentatives tôt ont été faites d'employer des résines comme matériel de restauration en utilisant le méthacrylate méthylique, prévu pour des applications thermodurcissables de couronne et de pont. Des résines traitées froides ont été largement répandues au début des années 50 dans des restaurations [20]. Bientôt le marché dentaire est devenu surchargé avec des matériaux de résine, et un certain nombre de problèmes se sont manifestés médicalement. Le problème principal était leur rétrécissement pendant la polymérisation des matériaux. Ceci a eu comme conséquence une fuite marginale et a permis l'entrée des bactéries menant à la décoloration, à l'inflammation de la gencive et des caries récurrentes.

Les imperfections des résines non chargées (résistance mécanique) ont mené à l'utilisation cohérente des ciments de silicate. L'idée est d'améliorer les résines traitées à froid en les mélangeant aux particules inorganiques de renforcement pour former les premiers composites de résine et de ce fait réduisant le rétrécissement de polymérisation et de dilatation thermique [21]. En plus l'ajout de ces charges a largement amélioré la résistance mécanique de la résine [6]. Dans la recherche d'une résine améliorée, une modification des résines époxydes, connue en art dentaire en tant que "résine de Bowen" ou méthacrylate de glycidyle de bisphénol-A (Bis-GMA résulte de la réaction d'un phénol le bisphénol A avec le méthacrylate de glycidyle), a été présentée en 1960 [22]. Bowen a combinée la poudre de silice avec du monomère Bis-GMA et a réalisé un matériau de restauration fortement chargé (autour 70% en poids). L'addition des particules de remplissage a amélioré les résines, et la prétendue résine composite présente une résistance accrue, une grande



dureté, et une diminution du rétrécissement de polymérisation. Les qualités supérieures des résines composites en comparaison avec les résines non chargées ont eu comme conséquence l'acceptation universelle des résines composites. Elles ont remplacé les résines non chargées et les ciments de silicate.

### **1.3.2 Indications:**

Le composite est un matériau issu de la combinaison d'au moins de deux substances. Il possède des propriétés nouvelles et différentes de celles de chacun des matériaux qui le constituent.

Les résines composites font partie des choix de matériaux esthétiques disponibles pour restaurer les dents postérieures, telles que les molaires et les prémolaires. Elles sont indiquées pour remplacer des restaurations brisées ou perdues au niveau des prémolaires et des molaires et pour restaurer des défauts de dimensions petite à moyenne ex : carie, fracture, défauts de développement, etc (figures 1.5, 1.6, 1.7). Les résines composites sont utilisées depuis longtemps pour les dents antérieures - celles situées en avant de la bouche. Elles servent aussi à corriger des défauts causés par une carie, une fracture, une dent en mauvaise position, etc [23].

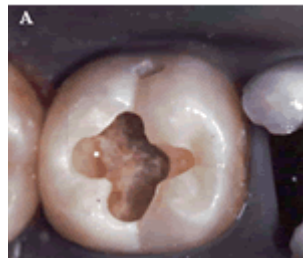


Figure 1.5: Ablation de la carie sur le dessus d'une molaire laissant une préparation de dimension moyenne

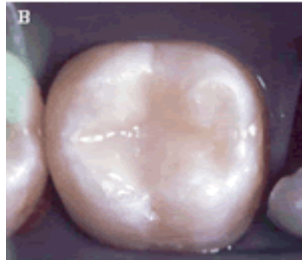


Figure 1.6: Molaire restaurée avec une résine composite.



Figure 1.7: Prémolaire restaurée avec une résine composite.

Les résines composites sont disponibles en simple-pâte ou dans des systèmes de deux-pâtes. Le système de deux-pâtes est chimiquement activé et est fourni en tant que deux pâtes parce que l'initiateur et l'accélérateur doivent être maintenus séparés jusqu'au mélange [5]. Le système simple-pâte est activé par la lumière et par conséquent il est délivré dans des seringues ou des capsules jetables opaques. Vu que le type pâte du matériau est viscoélastique, la plupart des praticiens préfèrent le système simple pâte parce qu'elle se manipule plus facilement et les résultats obtenus sont consistants [24-25]. Ceci est dû au fait que la consistance du composite est directement liée aux caractéristiques de manipulation du composé en réponse aux forces extérieures, telles que sa malléabilité, facilité du placement sur le site de la cavité dentaire et adhérence sur la surface de dent (et non pas sur les instruments) [26]. Ainsi, l'uniformité du composite peut affecter les procédures de restauration en termes de temps d'opération et de la qualité d'une restauration [27].

En plus des composites chémo-polymérisables, on trouve aussi sur le marché des composites polymérisables à la lumière ultraviolette.

La durée de vie des matériaux polymères de restauration des dents antérieures est d'environ 8 ans, mais pour les matériaux de restauration postérieurs n'est souvent pas plus que 2 à 4 ans. En comparaison aux amalgames dentaires traditionnels, lesquelles ont une période de l'utilisation d'environ 10 à 20 ans, ceci semble être une période très courte [28]. En dépit de cette insuffisance il y a des raisons incontestables diverses, telles que l'esthétique des dents en résine et la pollution de l'environnement par le mercure des amalgames, qui incitent un développement ultérieur [21].

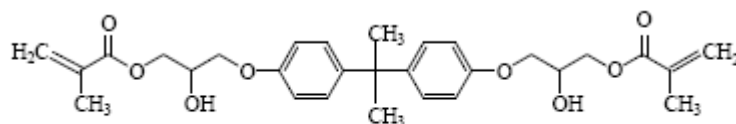
### 1.3.3 Les compositions des résines composites :

Les résines composites se composent principalement de très petites particules de charges inorganiques inertes très dures dispersées dans une matrice organique douce (polymère), et un agent de couplage, le silane assurant la liaison chimique des charges à la matrice du polymère.

#### 1.3.3.1 La matrice et les particules de remplissage:

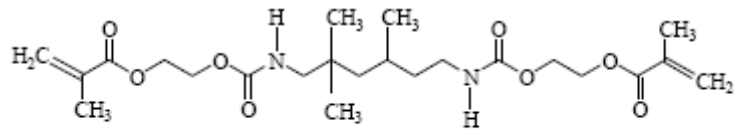
Les propriétés des composites sont considérablement influencées non seulement par les propriétés de leurs remplisseurs mais également par la structure chimique des monomères, qui sont employés dans de matrice.

Actuellement, dans les résines composites disponibles, la matrice organique se compose plus généralement de Bis-GMA (figure 1.8) et/ou de diméthacrylate d'uréthane l'UDMA (figure 1.9). Ces monomères, non toxiques [21], sont fortement visqueux et exigent l'addition de diluants à faible poids moléculaire tels que le diméthacrylate de triéthylenglycol le TEGDMA (figure 1.10) pour réaliser une uniformité médicalement réalisable et de permettre l'incorporation du remplisseur. Les particules de remplissage sont des composés inorganiques.



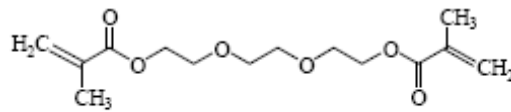
Bis-GMA (MW=512.6)

Figure 1.8: Structure du Bis-GMA



UDMA (MW=470)

Figure 9: Structure de l' UDMA



TEGDMA (MW=286.2)

Figure 1.10: Structure du TEGMA

D'une façon générale, les monomères de diméthacrylate de poids moléculaire élevé sont très employés comme matrice des composites de restaurations dentaires en raison de leur plus haute résistance et une faible contraction de polymérisation [29]. Bis-GMA est le monomère le plus généralement utilisé dans les matériaux de restauration. Cependant, en raison de la viscosité très élevée du monomère ( $4 \cdot 10^6$  cP), l'incorporation des charges de renforcement à la matrice est limitée et la conversion finale de la polymérisation du Bis-GMA est faible [21]. Par conséquent, un diluant réactif, tel que le diméthacrylate de glycol de triéthylène (TEGDMA) est souvent ajouté pour améliorer la viscosité, la réactivité et la conversion finale de la phase de la matrice. D'autre part, les diluants réactifs sont des monomères relativement à faible poids moléculaire et leurs polymérisations donnent un rétrécissement plus élevé ainsi que de faibles propriétés mécaniques dû à la structure de monomères [30]. Parmi les autres facteurs tels que l'intensité de la lumière, le système d'initiateur, la méthode d'irradiation de la lumière et la température de polymérisation [31], la variation des quantités relatives des monomères de la matrice a un effet significatif sur les propriétés mécaniques des résines composites [32].

Le Bis-GMA est un monomère de diméthacrylate de haut poids moléculaire avec un noyau central rigide et un groupe d'hydroxyle dans sa structure chimique. Les groupes d'hydroxyle sont capables de former la liaison intermoléculaire d'hydrogène qui limite le glissement des

chaînes du monomère et du polymère, augmentant de ce fait la viscosité du système . Ainsi, la viscosité du mélange de monomère augmente graduellement avec l'augmentation de la concentration du Bis-GMA jusqu'à 75–80%, ensuite la distance intermoléculaire entre les molécules du Bis-GMA diminue de sorte que la liaison d'hydrogène devienne un facteur déterminant la viscosité du système et la viscosité s'accroît considérablement (figure 1.11) [29].

L'UDMA est un autre monomère qui est aussi employé dans les composés dentaires. C'est un matériau largement répandus comme monomères primaires ou de base dans la formation des matrices polymères des composites dentaires. Sa viscosité est environ 10,00–15,00 cP. [29]. Comparables dans la taille avec le Bis-GMA, mais ces deux monomères sont différents dans leurs caractéristiques chimiques qui affectent les propriétés critiques telles que la viscosité, la diffusion, la polymérisation, la conversion, le rétrécissement, la prise d'eau et les propriétés mécaniques [33].

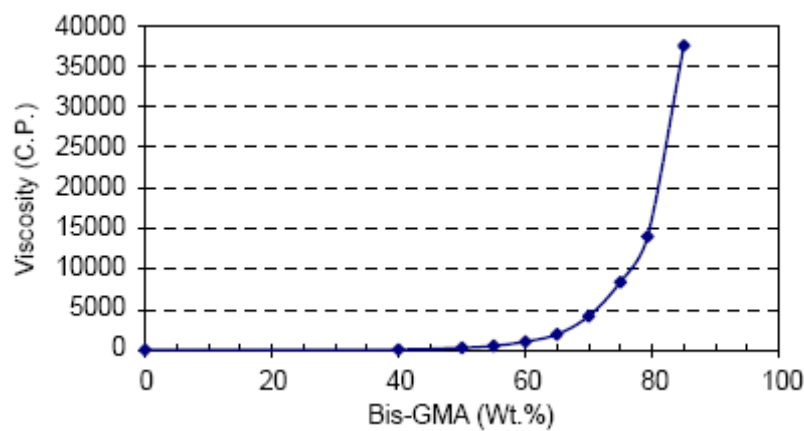


Figure 1.11: Variation de la viscosité du mélange Bis-GMA/ TEGMA en fonction du pourcentage du Bis-GMA.

### 1.3.3.2 Les charges:

De taille et de forme variable selon les produits, ce sont de fines particules minérales (ex: quartz, verre borosilicaté, verres de silicate, silicate d'alumine, céramique) ou des particules

métalliques (ex: étain, titane, niobium) [34]. La granularité peut varier de 25  $\mu\text{m}$  à 0,01  $\mu\text{m}$  ce qui permet d'obtenir un état de surface très satisfaisant [27]. Elles réduisent l'expansion thermique à la contraction de polymérisation et elles augmentent le module de Young et la dureté du matériau [35].

#### **1.3.3.3: Le liant:**

Pour obtenir la liaison des charges avec la matrice, la surface des particules est traitée par un agent de couplage appelé silane (ex: vinyltriméthoxylane) [36]. Cependant, cette liaison peut être dégradée par l'absorption d'eau par les composites [37].

#### **1.3.3.4 Le catalyseur:**

Un peroxyde organique (ex : peroxyde de benzoyde) produit des radicaux dont la fonction consiste à provoquer l'amorçage de la polymérisation [38]. L'activateur est utilisé dans le cas des composites dont la prise est actionnée par la lumière visible [5].

#### **1.3.4 La contraction de la polymérisation:**

La contrainte de contraction se produisant pendant la polymérisation des monomères de la matrice des matériaux de restauration est un phénomène significatif des matériaux et reste toujours l'une des causes principales des échecs dans les restaurations avec les composites dentaires. Les courants composites à base de diméthacrylate présentent une contraction volumique de 3% [35]. La contraction de polymérisation crée pendant la conversion des monomères en polymères peut mener au développement des contraintes sur les parois de cavité de la dent ayant pour résultat l'échec d'adhérence à l'interface de la dent/résine composite, caries secondaires et échec clinique de la restauration [39]. Un tel rétrécissement cause aussi des microfissures. La salive, les fluides, les résidus de la nourriture et les micro-organismes emprisonnés dans les lacunes mènent aux caries des dents, une discoloration de la dent restaurée et endommagent de l'émail [40, 42].

#### **1.3.5 Méthodes de diminution des contractions de la polymérisation:**

Des tentatives ont été faites pour diminuer les contraintes de contraction en présentant de nouveaux matériaux ou en employant différentes méthodes pour réduire l'effort rétrécissement induit [42]. D'une façon générale, la réduction du rétrécissement, sujet de nombreuses études, peut être récapitulée dans deux catégories [43]: (i) développement de

matériaux de contraction réduite en introduisant de nouveaux monomères à faible retrait, monomères avec une structure cristalline liquide qui peut réduire le rétrécissement dû au changement de phase pendant la polymérisation, réduisant l'effort de la contraction induite en utilisant des charges non-collés, et l'incorporation de plus de charges dans la phase de la matrice en utilisant une distribution multimodal de dimensions des particules de charge; et (ii) développement de méthodes en utilisant différents régimes d'irradiation de la lumière pour réduire l'effort de la contraction induite, et diverses techniques de placement visant à relever les tensions.

### 1.3.5.1 Type du matériau:

Le pourcentage du Bis-GMA dans la matrice du composite dentaire à base de Bis-GMA est un facteur déterminant sur le degré de conversion et les propriétés physiques et mécaniques des matériaux [29] (figure 1.11). Une viscosité élevée du Bis-GMA est également responsable de la faiblesse de la conversion finale de Bis-GMA (figure 1.12). Parallèlement, l'augmentation de la concentration du monomère diluant (TEGMA) entraîne l'accroissement de la conversion du matériau, diminue les monomères résiduels, et augmente les liaisons transversales et la formation de réseau [44].

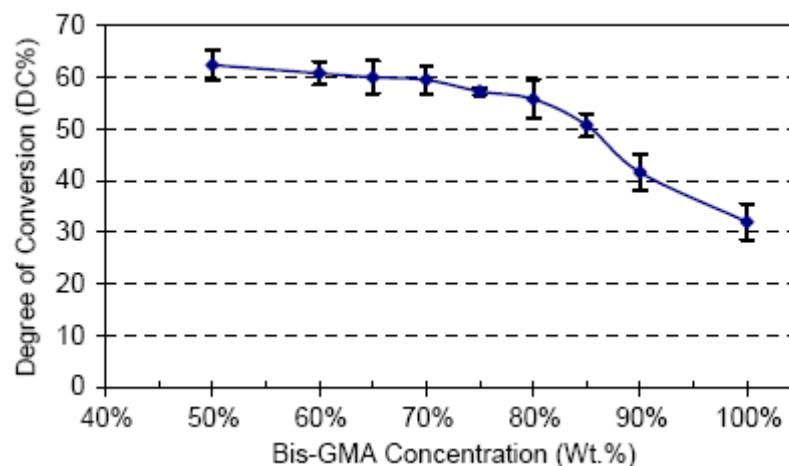


Figure 1.12: Degré de conversion du mélange Bis-GMA/ TEGMA

Aussi, une viscosité élevée diminue sensiblement les tensions des résines que pour un matériau de moyenne ou de faible viscosité [45]. L'abaissement de la viscosité de la résine dans les composites sont des moyens fiables pour réduire l'effort de contraction de

polymérisation [46]. Cet abaissement de la viscosité peut entraîner la fluidité et comme subséquence la réduction des contraintes de contraction.

Le degré de conversion des résines est un facteur important influençant les propriétés physiques du matériau. Un niveau bas de la conversion affecte les propriétés physiques du polymère, diminuant sa résistance [44]. Un degré de conversion relativement grand est préférable pour produire un matériel avec de bonnes propriétés mécaniques et un minimum de composants non réagis (monomère résiduel) qui peuvent affecter la biocompatibilité du matériau. La présence de ces substances partiellement polymérisées ou non polymérisées est indésirable en raison de son impact potentiel sur les propriétés mécaniques et la stabilité dimensionnelle de la restauration [38]. Plus la conversion du composite est haute et plus la résistance mécanique du matériau est grande [21]. Cependant, le maximum de la conversion peut permettre l'utilisation des diluants à faible viscosité qui produisent des composés avec des propriétés réduites et un rétrécissement plus élevé de polymérisation. D'une façon générale, les composites de moyenne viscosité contenant un mélange égal de bis-GMA/TEGDMA/UDMA ont fourni des propriétés mécaniques optimales [46].

Lors de la polymérisation, la création d'un polymère avec de grands réseaux liés transversalement limite la mobilité du système de réaction, la cure s'arrête avant que toutes les liaisons doubles de carbone soient consommées. Il y a plusieurs inconvénients associés aux résines dentaires incomplètement traitées. De ce fait, il reste une quantité de monomère résiduel dans le système après la cure. Le dégagement du monomère non réagi du composite de résine peut stimuler la croissance des bactéries autour de la restauration et peut favoriser des réactions allergiques par l'irritation du tissu buccal de quelques malades [44]. En outre, tous les groupes fonctionnels non réagis qui demeurent dans la résine peuvent agir en tant que plastifiants, réduisant la résistance mécanique du matériel et augmentant le gonflement du matériau [39]. Par conséquent, beaucoup de chercheurs se sont concentrés pour remplacer le système Bis-GMA avec des nouveaux monomères pour augmenter la conversion finale et pour améliorer les propriétés des résines dentaires [47].

#### **1.3.5.2 Le phénomène d'irradiation:**

Les composites activés par la lumière, appelés " visible light-cured (VLC) resin composites", sont actuellement les systèmes le plus largement répandus [49]. La polymérisation s'effectue selon le système classique (la lumière visible) sous l'influence de l'initiateur (peroxyde de benzoyle) et l'activeur (amine tertiaire ou dérivés sulfiniques) [37].



Une fois placée dans la cavité, la polymérisation de la résine composite est lancée par les radicaux libres (composés facilement activés) et débute ainsi la conversion des monomères en polymère.

L'intensité lumineuse de la cure des matériaux composites a une grande influence sur le taux de réaction de polymérisation. En général, une cure avec une très grande intensité lumineuse est recommandée pour les études d'une cure en profondeur et des propriétés physiques des composites engendrées par ce traitement [49-50]. Cependant, l'effet négatif possible des intensités élevées de la lumière sur le développement des forces de contraction est à considérer. Avec ce niveau d'intensité lumineuse, les composites subissent une rapide et immédiate polymérisation et provoque une solidification très rapide. Avec ce type de cure, le taux de contraction des composites est très élevé durant les premières 30-40 s de la réaction de polymérisation [50]. L'utilisation des lumières de faibles intensités produisent des taux de polymérisation réduits et permettant plus de temps pour un réarrangement moléculaire, diminuant ainsi la force de contraction de polymérisation [49].

L'intensité de la source chute avec la profondeur, dépendant du coefficient de transmission du matériel. Aussi une incomplète cure des parties profondes du composite de restauration augmente le risque des fractures à l'intérieur du matériau [39].

D'un autre côté, des travaux ont montré que l'élévation de l'intensité lumineuse augmente le taux de polymérisation et la conversion du composite [50], minimisant ainsi le taux des monomères résiduels du composite. Une inadéquation de degré de cuisson affecte les propriétés physiques et chimiques des résines composites tels que l'absorption d'eau, la résistance et l'usure, aussi bien qu'une irritation allergique ou/ et toxique possible à partir du matériau [51]. Dans certains produits, la polymérisation peut être induite par l'action des rayons ultra-violet où l'activateur spécifique (méthyléther de benzoïne) contenu dans le liquide est sensible aux U.V. [6]

#### **1.3.5.3 Les particules de chargement:**

La contrainte de contraction diminue avec l'augmentation du pourcentage du volume des charges (figure 1.13). L'incorporation des charges inorganiques dans les résines monomères ont eu comme conséquence une réduction du pourcentage de monomère dans le composite conduisant ainsi une diminution de leur contraction volumique.

L'augmentation de la quantité des charges dans le composite dentaire entraîne une diminution des tensions de polymérisation et un grand module élastique [52]. Aussi, l'incorporation des particules non "silanés" (non collées) ont eu le succès de réduire la contraction de polymérisation du composite car les particules non traitées, n'étant pas collées sur la matrice du polymère, peuvent permettre l'augmentation de la libre circulation du réseau formé du polymère, augmentant de ce fait l'écoulement et par conséquent relevant les efforts produits par la contraction de polymérisation. Globalement, l'addition approximativement de 12.6 % (en poids) de particules non-collées peut réduire l'effort interne sans affecter négativement les propriétés initiales ou à long terme des composés dentaires hybrides. [46].

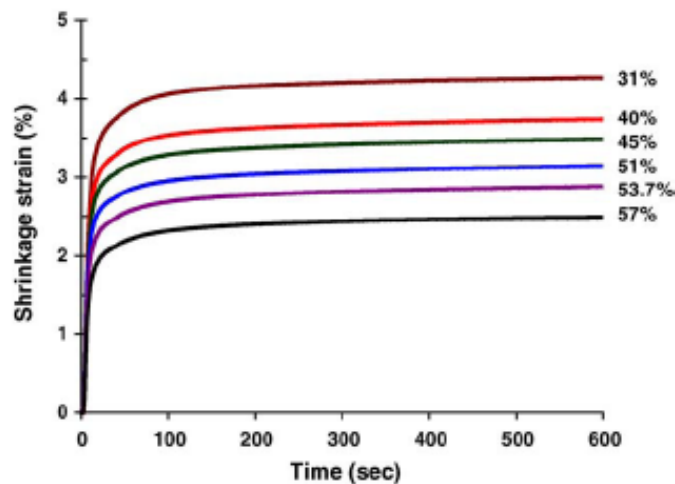


Figure 1.13: Variation de la contrainte de contraction en fonction du temps pour différents charges (vol %)

#### 1.3.5.4 La température de la cuisson:

Avec des lampes de grande puissance énergétique, la cure des résines dyméthacrylate peut se faire très rapidement. Des travaux ont montré que l'élévation de la température de la cuisson et de l'intensité lumineuse augmente le taux de polymérisation et la conversion du composite [50]. L'élévation de la température a un fort effet sur le taux de la cuisson.

L'augmentation de la température de la cuisson améliore la mobilité des réactants du matériau permettant ainsi plus de réactions [50]. D'un autre côté, des travaux ont montré que la contrainte de contraction d'une la résine à matrice de monomère (mélange du Bis-GMA et du TEGMA) augmente avec l'élévation de la température (figure 1.14) [43].

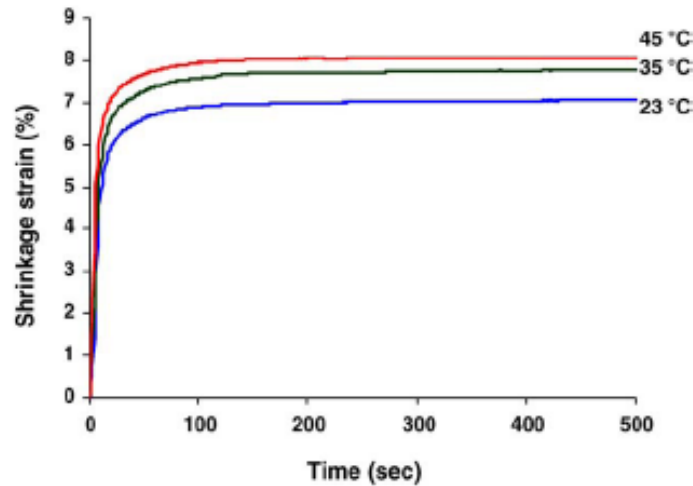


Figure 1.14: Variation de la contrainte de contraction en fonction du temps pour différentes températures de cuisson

### 1.3.6 Classification des résines composites:

La recherche des composites améliorés de résine a continué principalement en essayant différents types et des tailles des particules de renforcement et une classification peut être faite suivant la taille des particules par les groupes suivants:

#### 1.3.6.1 Les résines composites Macrofilled:

Les résines Macrofilled ou résines composites conventionnels a également appelé la première génération des résines composites. Les particules de remplissage se composent de quartz, de verre de borosilicate, ou de verre d'aluminium de lithium. La dimension des particules est relativement grande, 15–35  $\mu\text{m}$ . La taille des remplisseurs ne permet pas un polissage adéquate, résultant des surfaces rugueuses et une rétention élevée de plaque [27].

#### 1.3.6.2 Les résines composites Microfilled:

Les résines composites Microfilled contiennent des particules micro-fines de remplissage sphériques de silice colloïdales de 0,01– 0,12 µm de diamètre. La charge de remplissage est limitée à 20– 55% en volume ou à 35– 60% en poids. Ils ont été développés en 1974 et lancés sur le marché à la fin des années 70 [27].

#### **1.3.6.3 Les résines composites Hybrides:**

Les résines composites hybrides (ou mélange) ont une combinaison de particules colloïdales et fines (0,5 –3,0 µm) comme remplisseur. Les particules colloïdales remplissent l'espace entre les particules fines et la matrice autour de 60– 65% en volume. Actuellement, les hybrides dominent le marché et peuvent être encore classés par catégorie suivant les dimensions moyenne des particules de remplissage [27].

#### **1.3.6.4 Autre classification:**

Afin de faire manipuler plus facilement le composite, la diversité de l'uniformité du produit nécessite une nouvelle méthode de classer les composite basés sur la viscosité ou la fluidité, avec des catégories telles que flowable (s'approche plus de l'état fluide), moyenne-viscosité, et packable (matériau condensé) [26].

Les composites packables, parfois également appelés les composites condensables, ont été présentés au marché avec de grandes espérances comme alternative aux amalgames. Ils sont caractérisés par une haute charge de remplissage et une distribution de remplisseur qui leur donne une uniformité différente comparée aux composés hybrides. Sur la base de la charge élevée de remplissage perçue, ces matériaux présentent des propriétés physiques et mécaniques supérieures sans compter la facilité de manipulation [53].

### **1.3.7 Avantages et inconvénients des resins composites:**

Malgré les avantages qu'offrent les resins composites, mais avec l'utilisation clinique accrue les inconvénients des résines composites sont apparues.

#### **1.3.7.1 Les avantages: [23]**

- Les résines composites s'apparentent très bien à la couleur des dents puisqu'elles sont offertes en plusieurs teintes. Les restaurations finales sont donc très esthétiques (figure 1.15) par rapport aux autres types de restauration.

- Les restaurations finales s'adhèrent à la dent.
- Grande résistance par rapport aux résines non chargées.



Figure 1.15: Dent 25 restaurée avec un ciment, dent 24 par une résine composite et la dent 27 par un matériau métallique (amalgame).

#### **1.3.7.1 Les inconvénients:**

- Les restaurations en résines composites nécessitent plusieurs étapes qu'une restauration en amalgame. Elles peuvent donc être un peu plus difficiles à faire.
- Elles coûtent plus cher que les restaurations en amalgame.
- Ils existent plusieurs facteurs favorisant la contraction de polymérisation.
- Elles exigent des sources lumineuses de cuisson parfois spéciales.
- La durée de vie est courte par rapport aux amalgames.

### **1.4 Les céramiques dentaires:**

#### **1.4.1 Introduction:**

L'idée de l'utilisation des matériaux en céramique en art dentaire est née en 1728, quand Fauchard a suggéré son utilisation de reconstituer des dents [54]. Aujourd'hui, la porcelaine dentaire connaît un nombre grandissant d'applications grâce à la mise au point de nouvelles méthodes pour fabriquer des facettes en porcelaine et pour effectuer des restaurations

intracoronaires. De plus, on s'en sert dans les couronnes et les ponts céramo-métalliques ou tout en porcelaine pour la restauration des dents antérieures et postérieures du fait qu'elle constitue le produit pour restauration dentaire le plus biocompatible en raison de sa très grande stabilité moléculaire [55]. C'est un matériau très désirable chez les dentistes et les patients parce qu'il assure d'excellentes propriétés telles que: l'esthétique, une basse conductivité thermique, une haute résistance à l'usure, une longue longévité et une très bonne durabilité chimique [56].

#### **1.4.2 Généralités:** [57]

Les céramiques dentaires sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines qui permet d'adapter le coefficient de dilatation thermique du matériau. La fabrication se fait en chauffant le mélange au dessus de la température de fusion de la matrice vitreuse et au dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures.

La nature de la phase cristalline présente dans la céramique conditionne principalement les propriétés physiques, mécaniques et optiques (réflexion lumineuse et couleur) de la restauration finale. Elle s'oppose notamment à la propagation des dislocations et les microfractures de surface au sein du matériau.

Ces matériaux sont soumis à deux types de défauts, sources de leur fragilité: des défauts de fabrication (inclusion de porosités lors de l'élaboration) et des défauts de surface (différence de contraction entre les deux phases vitreuse et cristalline lors du refroidissement) et aussi des défauts de surface liés aux meulages lors de l'élaboration.

#### **1.4.3 Définitions:** [57]

##### **- Les céramiques:**

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente.

##### **- La porcelaine:**

La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).

##### **- Les céramiques dentaires:**

Ce sont des matériaux composés à 99 % d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, ils ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Ce sont des matériaux fragiles.

#### **1.4.4 Les porcelaines dentaires:**

La porcelaine dentaire est moins utilisée que les dents en résine malgré ses qualités mécaniques largement supérieures qui permettent d'assurer à long terme la pérennité de la construction prothétique [3]. La porcelaine dentaire est dite à haute, moyenne ou basse fusions, selon son intervalle de fusion. En principe, la céramique haute fusion est réservée à la fabrication des dents artificielles sur le plan industriel. La céramique moyenne fusion sert à la confection des couronnes jacket conventionnelles et la céramique basse fusion à la réalisation des constructions des céramométalliques [5]. La céramique dentaire est utilisée en clinique seule ou associée à un élément (où la porcelaine est cuite sur une base ou armature métallique afin de produire une restauration céramométallique à la fois esthétique et résistante à la mastication) pour ses qualités incomparable dans la restauration prothétique des dents [6]. Elle est utilisée moins que les dents en résine malgré ses qualités mécaniques largement supérieures qui permettent d'assurer à long terme la pérennité de la construction prothétique. [3].

#### **1.4.5 Les effets de la teneur des composants de la porcelaine dentaire: [58]**

Le composant principal de la porcelaine dentaire conventionnelle est le feldspath. La porcelaine dentaire est une céramique vitreuse à base de silice ( $\text{SiO}_2$ ) et un feldspath de potassium ( $\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) ou un feldspath de sodium ( $\text{Na}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) ou les deux à la fois.

Les porcelaines dentaires sont essentiellement des mélanges des particules fines du feldspath et le quartz. Le feldspath représente une proportion massique de 80 à 98 % du composé final. Le feldspath fond d'abord pour fournir une matrice vitreuse pour le quartz, qui est tenu en suspension dans la matrice. La silice sous forme cristallisée (quartz) améliore la résistance mécanique du composé final. Le kaolin ( $\text{Al}_2\text{O}_3, 2 \text{SiO}_2, 2 \text{H}_2\text{O}$ ) présent de façon inconstante sert essentiellement de liant lors de la préparation des pâtes La porcelaine utilisée pour la réalisation de dents prothétiques est une porcelaine de type haute fusion, cuite à une température de 1300 à 1350 °C. Ceci permet de diminuer la solubilité de

la céramique, et d'augmenter sa résistance. Les oxydes silicium  $\text{SiO}_2$  (55 à 78 %) et d'aluminium  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (< 10 %) augmentent la température de cuisson, la tension superficielle, la résistance et la rétraction à la cuisson.[57].

La structure de base de la porcelaine dentaire se peut se modifier chimiquement et physiquement par des agents (généralement sous forme d'oxydes). Ils peuvent être largement classés par catégorie comme suit: [59]

- oxydes modificateurs (ex.  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{CaO}$  et  $\text{Li}_2\text{O}$ )
- oxydes formateurs (ex.  $\text{Al}_2\text{O}_3$  et  $\text{B}_2\text{O}_3$ )
- oxydes opacifiants (ex.  $\text{ZrO}_2$ ,  $\text{SnO}_2$ )
- oxydes fluorescents (ex.  $\text{CeO}_2$ )

L'incorporation d'oxydes de métaux alcalins (oxydes modificateurs) dans le verre de silice (10 à 17 %) a pour effet de perturber la structure tridimensionnelle formée par les liaisons chimiques de l'oxygène et de la silice. La perturbation des liaisons chimiques de l'oxygène et du silicium par les ions des métaux alcalins (l'oxygène ne forme plus de ponts) dégrade dans une certaine mesure la structure réticulaire tridimensionnelle, ce qui a pour effet d'abaisser la température de fusion et de donner plus de malléabilité au moment de la cuisson. Alors que la température de fusion du verre de silice pur (100 %) est d'environ  $1700^\circ\text{C}$ , l'incorporation d'ions alcalins perturbe les liaisons chimiques entre le silicium et l'oxygène et donne une structure réticulaire plus ouverte. Les réticulations de cette structure plus ouverte sont moins nombreuses, ce qui a pour effet d'abaisser la température de fusion et de diminuer la dureté et l'inertie chimique du matériau. La température de fusion, la dureté et l'inertie chimique dépendent donc de la quantité d'alcalis (oxygène ne formant pas de ponts) dans le verre. [55].

Les céramiques à fortes teneurs en  $\text{K}_2\text{O}$  (> 11 %) sont le siège d'une cristallisation à des températures voisines de  $700^\circ\text{C}$  et  $1200^\circ\text{C}$  en particulier la leucite ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) [59]. Du fait que la porcelaine feldspathique se compose d'une matrice en phase vitreuse et une ou plusieurs phases cristallines, l'une de ces phases cristalline est la leucite. Les cristaux leucitiques servent à accroître le degré d'expansion thermique de la porcelaine à un niveau semblable à celui du support métallique. [55].

L'apparence de la structure dentaire est obtenue en ajoutant des opacifiants qui sont, en fait, des oxydes blancs (ex.  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ ). A l'état colloïdal, ces opacifiants sont en suspension; ils permettent une diffusion éparsée de la lumière et donnent à la porcelaine une apparence laiteuse [57].



La fluorescence c'est la capacité de la dent à réfléchir la lumière. Pour reproduire la fluorescence de l'email (l'email dentaire humaine est fluorescent) sous la lumière ultraviolette, il faut ajouter du  $CeO_2$  [6].

Toute fois, la coloration de la céramique peut être obtenue par un jeu de colorant (oxides métalliques):  $TiO_2$  pour le jaune,  $Fe_2O_3$  pour le marron,  $CoO$  pour le bleu,  $NiO$  pour le gris. La figure 1.16 montre l'excellente couleur de la prothèse en céramique.



Figure 1.16: Logement d'une prothèse en céramique

La densité des cristaux de leucite favorise la dispersion naturelle de la lumière au sein du matériau et accentue le mimétisme. De ce fait, les incrustations, les facettes et les couronnes s'intègrent encore mieux dans leur environnement naturel.

La composition minéralogique d'une céramique felspathique est donnée dans le tableau 1[57].

#### **1.4.6 Les propriétés mécaniques des céramiques dentaires:**

Les propriétés mécaniques des matériaux céramiques offrent de grands avantages aussi bien que leurs limitations les plus sévères. Les propriétés caractéristiques de la porcelaine sont la dureté, la résistance, l'esthétique, l'opacité, la translucidité et l'insolubilité dans l'environnement oral. Ils sont également biocompatible, ont une résistance à la compression élevée, et leur coefficient de dilatation thermique est semblable à celui de la structure de dent [60]. En raison de leur comportement relativement inerte dans les environnements agressifs, leur grande dureté, la haute résistance à l'usure, et leur capacité de résister aux

températures sensiblement plus élevées que des métaux ou les polymères, les matériaux céramiques offrent un potentiel pour des améliorations majeures dans la conception des composants pour une large étendue d'applications [59].

Tableau 1 composition minéralogique d'une céramique felspathique

	ARGILE 5%	QUARTZ 1 5%	FONDANT OU FLUX 80%		
COMPOSITION	Kaolin (phyllosilicate) $Al_2O_3$ , $2SiO_2$ , $3H_2O$		Feldspath (albite + orthose)	Feldspathoïde (néphéline + leucite)	
			$Na_2O$ , $K_2O$ , $Al_2O_3$ , $6SiO_2$ , $26SiO_2$	$NaKO$ $K_2O$ $Al_2O_3$ $Al_2O_3$ $2SiO_2$ $4SiO_2$	
TEMPÉRATURE DE FUSION	1800 °C	1700 °C	1150-1300 °C		
REMARQUES	Facilite le remodelage et l'opacification	Charge qui renforce la structure	Le rapport Na/K règle la viscosité Si Na/K ↑, viscosité ↑ et fluage ↓	Minéraux + stables et + durs	Forte dilatation jusqu'à 625 °C
PROPRIÉTÉS	Réaction pyrotechnique avec le fondant	Liaison avec le fondant			
PHASES	PHASE CRISTALLINE		PHASE VITREUSE		

#### 1.4.7 Les facteurs influençant la résistance mécanique:

Malgré leurs grands avantages, la céramique est exposée à la rupture fragile sous la contrainte de tension, les rendant susceptibles à la rupture pendant le procédé d'élaboration des différents systèmes dentaires et sous les forces occlusives de la mâchoire [60].

##### - Les défauts de surface:

La rupture fragile est un processus dans lequel la fracture se produit avec peu ou pas de déformation plastique. Quoique les céramiques dentaires montrent de hautes résistances raisonnablement lorsqu'elles sont examinées in vitro, elles sont susceptibles de défaillance à partir de petites défauts de surface ou des fissures une fois soumis aux efforts de tension in vivo [61].

L'état de surface et surtout les défauts de surface jouent un rôle important. L'usinage des céramiques dentaires par le système CAD-CAM, en reproduisant les pièces, introduit des défauts de surface. La rugosité produite par le procédé de finition et l'introduction des défauts extérieurs peut être accompagnée par une réduction de la résistance du produit. Dans certaines marges, une augmentation de la rugosité extérieure mènera une diminution

de résistance vue que les rugosités aux surfaces seront un lieu de concentration de contraintes et comme conséquence une faible force peut entraîner des fissures à la surface [62].

Pour remédier aux défauts de surface, le glaçage thermique ou l'emploi d'une glaçure permet en obturant les pores et en refermant les fissures d'améliorer les propriétés mécaniques des céramiques feldspathiques [62]. De plus, la glaçure possédant un coefficient d'expansion thermique plus faible que celui de la céramique sousjacent met la surface en compression [57]. Aussi le glaçage est une couche protectrice de la céramique dentaire contre les agents extérieures entrant dans le milieu buccal.

#### **- La flexibilité:**

Un problème important avec l'utilisation de la céramique en tant que matériaux de rechange de la dent est leur faible ténacité (l'énergie requise pour propager une fente). En d'autres termes, seule la structure de la céramique montre une très faible flexibilité avant la rupture [59]. Actuellement, la matière de la céramique employée en dentisterie utilise du verre fondu contenant l'alumine  $Al_2O_3$  ou la leucite  $KAlSi_2O_6$  pour arrêter la propagation de fissure.

L'alumine est un solide blanc opaque utilisé comme agent de renforcement limité par son influence sur la translucidité de la porcelaine dentaire. Cependant, la plus grande résistance vient de la combinaison du substrat en métal avec le vernis esthétique de la porcelaine. Les fissures peuvent se propager des surfaces placées sous tension. De telles forces peuvent être générées en flexion. Les particules d'alumine s'opposent à la propagation des fissures en bloquant son mouvement, en produisant un effort de compression, en remplissant les fissures, ou en empêchant l'ouverture de la fente (comme dans le collage de la porcelaine sur un substrat en métal) [59].

Les appareils tout céramiques (all-Ceram) pour la production de couronnes et d'incrustations se rompent sous la même contrainte critique (c'est à dire avec le même degré de flexibilité avant la rupture). La seule façon d'améliorer la résistance de ces produits en céramique est de les rendre plus rigides en augmentant leur module d'élasticité. C'est pourquoi le module d'élasticité beaucoup plus élevé du matériau de base In-Ceram donne une céramique beaucoup plus résistante. La phase de renforcement des premiers produits avec base en alumine In-Ceram était en alumine; en fait, ils sont beaucoup plus résistants [63].

### **- L'eau:**

Un matériau dentaire doit avoir une résistance adéquate pour résister aux efforts et aux rigueurs de la cavité buccale. Pendant le processus de la mastication, l'application des mouvements de charges répétées et combinées avec le changement thermique rapide par une eau de l'environnement provoque un effort important sur la restauration. L'eau réduit la viscosité et augmente les taux de relaxation structurale et la cristallisation du verre [63]. La présence de l'eau dissoute induit la cristallisation du verre aux températures élevées [63]. La présence de l'eau dans les porcelaines dentaires feldspathiques fait cristalliser beaucoup plus facilement et plus rapidement la céramique que des porcelaines sans teneur en eau [64]. Les verres montrent une dégradation de la résistance mécanique en fonction du temps en présence de l'eau ou de la vapeur d'eau [64]. L'absorption ou la diffusion de l'eau dans le verre peut également jouer un rôle important dans la dégradation de la résistance mécanique du verre étant donné que l'adsorption de l'eau sur la surface de verre peut favoriser la propagation de fissure [64].

### **- La dilatation thermique:**

Les produits céramométalliques ont été améliorés de façon appréciable lorsque l'on a ajouté une forte proportion de cristaux leucitiques à la préparation de porcelaine feldspathique en guise de couche de base sur l'alliage d'or. Les cristaux leucitiques servent à accroître le degré d'expansion thermique de la porcelaine à un niveau semblable à celui du support métallique [57]. La leucite aide à prévenir les contraintes internes résultant aux différences de coefficients de dilatation thermique entre le matériau et le support qui pourraient diminuer la résistance de l'ensemble. La résistance des métaux est de 10 à 100 fois supérieure à celle des céramiques; un support métallique permet donc de créer une restauration dentaire très résistante [55].

### **-La taille des grains:**

Les facteurs tels que la distribution de dimension des grains et les états de préparation de pâte influencent les propriétés physiques et mécaniques finales des porcelaines frittées [66]. Les rétrécissements de frittage des poudres compactées peuvent être diminués en employant les poudres qui ont une distribution bimodale ou trimodale [65]. Les particules de poudre sont d'une distribution de grosseurs particulière pour produire le compactage le

plus dense quand elles sont correctement condensées. Si les particules étaient toutes de même taille, la densité de compactage ne serait presque pas aussi bonne. La condensation appropriée et complète est également cruciale en obtenant un compactage dense des particules de la poudre.

Le compactage dense des particules de poudre fournit deux avantages : abaisser le rétrécissement de cuisson et réduire la porosité dans la porcelaine.

La distribution optimale étudiée des dimensions des particules pour réduire le rétrécissement d'une porcelaine dentaire et rapporté une analyse statistique qui a vérifié que le mélange de plus petites particules (moyennes ou fines) avec des particules grossières (distribution étroite ou bimodal) mènera généralement à une poudre avec un rétrécissement réduit [65].

#### **- La densité:**

Zhang et autres [67] ont étudié si un changement du rapport poudre/ liquide durant la condensation affecte la porosité et la translucidité de la porcelaine et ils ont trouvé que le type de porcelaine et le taux du liquide ont eu un effet interactif significatif sur la densité apparente et sur la porosité totale. La densité et la porosité peuvent affecter les propriétés mécaniques de la porcelaine dentaire [68].

#### **- La température et cycle de cuisson :**

l'élévation de la température et de la durée de cuisson entraîne une augmentation de la résistance. Cependant, au-delà d'un certain seuil ou lors de la multiplication des cuissons, on assiste à une diminution de ces caractéristiques, due à une dissolution dans le verre des phases cristallines disperses [57].

#### **- La microstructure :**

la résistance augmente avec la proportion de phase cristalline et avec la quantité d'interfaces verre/cristal et donc la dispersion de cette phase cristalline [57].

### **1.4.8 Autres nouvelles céramiques dentaires:**

Devant les exigences esthétiques croissantes des patients, la qualité des matériaux utilisés n'a cessé de s'améliorer et de nouvelles techniques se sont développées. C'est dans ce contexte que sont apparues des céramiques aux propriétés optiques et physiques meilleures.

#### **1.4.8.1 Les céramiques « basse fusion »: [57]**

Bien que commercialement appelées « basse fusion », les céramiques « basse fusion » sont en fait des céramiques à « très basse fusion » (de 660 °C à 780 °C), utilisées dans la technique céramométallique pour l'émaillage d'alliages à base de titane ou d'or à bas intervalle de fusion, pour réaliser les joints céramique-dent ou bien encore pour réparer des fractures ou des éclats de céramique, enfin, utilisées seules, elles permettent la confection d'inlays, d'onlays céramique.

Parmi les céramiques basse fusion, ils existent:

##### **- Céramique Ducéram LFC:**

Le matériau Ducéram LFC® se définit comme un matériau monophasique ne contenant pas de phase cristalline donc aussi comme un verre à base de quartz fluorhydrique.

##### **- Céramique Ducéragold®:**

La céramique Ducéragold® est une céramique dentaire hydrothermale adaptée à un alliage riche en or dénommé Dégunorm® (alliage or-platine jaune)

##### **- Céramique Finesse®:**

La céramique Finesse® est une céramique basse fusion à faible teneur en leucite de l'ordre de 8 à 10 %. Les cristaux de leucite qui la composent sont plus fins (3 µm) que ceux dispersés dans la céramique conventionnelle (30 µm).

##### **- Céramiques « basse fusion » pour titane:**

L'intérêt croissant pour le titane en prothèse dentaire ne devait pas être freiné par l'impossibilité de le recouvrir par un cosmétique. Pour pouvoir être employé en technique céramométallique sur titane, le matériau céramique doit répondre à une exigence technique principale, le coefficient de dilatation thermique doit être bas, en accord avec celui du titane ( $8,4 \text{ à } 8,7 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ ) sinon il se produit des craquelures et des tensions, dans le corps, néfastes à leurs propriétés mécaniques.

#### **1.4.8.2 Matériaux pour céramiques sans armature métallique:**

La double composition vitreuse et cristalline des céramiques a permis durant cette décennie l'élaboration de nouveaux matériaux et procédés de restauration tout céramique tels que le la pressée à chaud et l'usinage.

##### **- Céramique feldspathique renforcée à la leucite : Optec HSP®**

Optec HSP® est une céramique contenant plus de 45 % en volume de leucite tétragonale, ce qui augmente fortement sa résistance à la rupture et à la compression et lui confère un coefficient de dilatation thermique (CDT) élevé. La différence de CDT entre la leucite (22 à

$25 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ ) et la matrice vitreuse ( $8 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ ) entraîne le développement de forces compressives tangentielles autour des cristaux de leucite qui s'opposent à la propagation des microfractures et renforce le matériau [59].

**- Céramique feldspathique renforcée à l'alumine : Hi-Céram®**

La chape alumineuse est l'exemple typique de l'augmentation des propriétés physiques par l'adjonction d'une phase cristalline représentant 40 à 50 % en poids [55].

**- Céramique feldspathique renforcée à la zircon**

Des fibres de zircon tétragonale sont incluses dans une céramique feldspathique conventionnelle. La zircon subit une transformation cristallographique à  $1173 ^\circ\text{C}$  et l'utilisation d'oxydes (CaO, MgO,  $\text{Y}_2\text{O}_3$  et CeO) permet sa stabilisation à température ambiante. Cette propriété cristallographique permet de stopper la propagation des craquelures de surface. La zircon stabilisée par l'yttria augmente fortement la résistance à la fracture et aux chocs thermiques. Toutefois, les propriétés optiques et la température de fusion sont modifiées [36].

**- Céramique feldspathique renforcée : Empress®**

C'est une céramique pressée à chaud. Sa structure finale de l'IPS Empress présente 40 à 50 % en volume d'un cristal tétragonal de leucite ( $\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-4\text{SiO}_2$ ). La résistance à la flexion est augmentée par la pressée à chaud (120 MPa) et les cuissons (160 à 180 MPa), ce résultat est dû à la répartition des fins cristaux de leucite et aux forces compressives issues du refroidissement entre les cristaux et la matrice [57].

**- Céramique feldspathique renforcée: Vita Mark II® et Vita Celay®**

Ce sont une céramique feldspathique renforcée par du cristal de sanidine ( $\text{KAlSi}_3\text{O}_8$ ) au sein d'une matrice vitreuse. La sanidine rend opaque le matériau. Résistance à la flexion 3 points  $120 \text{ N/mm}^2$  [57].

**- Nouveaux systèmes de céramique dit « tout céramique »: Systèmes presses Empress II® (Ivoclar) :**

Après l'Empress I, dont la résistance en flexion était de 117 MPa, la société Ivoclar a développé un nouveau produit à base de disilicate de lithium permettant d'augmenter sa résistance à la flexion à 350 MPa (soit 3 fois celle de l'IPS Empress I®) [69].

### **1.5. L'amalgame:**

L'amalgame dentaire est un biomatériau métallique de restauration. C'est un matériau composé principalement de mercure, d'argent, de cuivre et d'étain (amalgame moderne) ou

simplement de mercure, d'argent, et d'étain (amalgame classique). Il est utilisé en dentisterie depuis plus de 150 ans et il demeure toujours un matériau obturateur de choix. L'amalgame dentaire offre des avantages importants. Il est peu coûteux et très durable, jusqu'à une quinzaine d'années pour certaines obturations. Il scelle bien la dent, ce qui diminue le taux de récurrence de la carie [23,70].

Enfin, il résiste beaucoup à la pression provenant de la mastication. Son principal inconvénient demeure sa couleur argentée indésirable par l'être humain (figure 1.17). Lorsqu'il y a des défauts d'étanchéité apparents (la fissure entre la restauration et la cavité), l'amalgame, dans une certaine mesure, se corrode et peut changer la couleur de la dent restaurée (figure 1.18).



Figure 1.17: Restauration d'une molaire par une amalgame argentée.

Toutefois, des recherches effectuées depuis quelques dizaines d'années ont démontré que des vapeurs de mercure s'échappent continuellement de la surface des amalgames et que la mastication et le bruxisme (le grincement des dents) contribuent à cette libération. De plus, quand on doit enlever ou restaurer une obturation, la chaleur dégagée par la fraise provoque le dégagement de vapeurs de mercure qui peuvent être absorbées par l'organisme si elles ne sont pas adéquatement éliminées.

Ce phénomène de toxication est connu depuis la fin des années 70. Selon la littérature scientifique, la quantité de mercure métallique libérée serait toutefois bien au-dessous du seuil de toxicité, on croit actuellement que l'amalgame dentaire présente un rapport acceptable de risque-à-avantage une fois correctement utilisé [5,70].





Figure 1.18: Corrosion d'une restauration à l'amalgame.

## **1.6 Les alliages métalliques:** [6].

**1.6.1 Les alliages d'or:** ils servent à l'obturation des cavités dentaires et permettent la réalisation des pièces coulées ainsi que des prothèses. Chimiquement, ce sont des alliages ternaires d'Au-Ag-Cu ou des alliages plus complexes avec l'addition mineures de palladium, de platine et de zinc. Tous ces constituants ont des actions complémentaires où l'or confère aux alliages une résistance à la corrosion, une grande ductilité et il est très bien dans le milieu buccal (dans ce cas une grande teneur en or est exigée > 75 %).

**1.6.2 Les alliages de chrome-cobalt:** de composition chrome-cobalt-molybdène ou chrome-cobalt-nickel-molybdène, ces alliages sont destinés à la confection des châssis métalliques, des prothèses et des fils de correction des dents naturelles. Ils présentent une excellente rigidité sous faible épaisseur en plus de la très bonne biocompatibilité.

## **1.7 Les ciments:**[5]

Présenté vers la fin de 1800, le ciment a été préparé à partir du verre d'alumine-silice et de l'acide phosphorique. La popularité du ciment de silicate a été liée à sa propriété esthétique, le dégagement lent du fluorure, et sa grande résistance à la compression, qui a placé ce produit parmi les ciments inorganiques les plus forts connus à ce moment-là. Le contenu de fluorure a aidé pour protéger l'émail des dents adjacentes contre la carie. Plusieurs des restaurations de silicate étaient réussies et des temps des durées de vie cliniques jusqu'à 20 ans sont rapportés. Cependant, le ciment de silicate est très soluble dans les fluides oraux et il manque des propriétés mécaniques adéquates. La recherche des matériaux de rechange a mené au développement des résines restauratrices aux polymères.

## **Bibliographie:**

- [1] Latiff A. Hussain, Sabine H. Dickens, Rafael L. Bowen. Properties of eight methacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dental Materials* 21(2005), 210–216.
- [2] Sonia G. Pereira, Raquel Osorio, Manuel Toledano, Teresa G. Nunes, Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins, *Dental Materials* 21(2005), 823–830.
- [3] A. Morin, I. Lopez, J.L. Coeurjoly et P Millet. Dents artificielles et prothèse amovible, *EMC-Odontologie*. 1 (2005), 1-12.
- [4] R. Ogolnik, B Picard, I Denry, *Cahiers de biomatériaux dentaires*. 2. Matériaux organiques. Editions Masson, Paris. (1992), 30–4.
- [5] P. Desautels, *Les matériaux dentaires*. Editions Préfontaines Inc, 1975.
- [6] G. Burdairon, *Abrégé de matériaux dentaires*. Editions Masson, 1981.
- [7] M.J. Azzarri, M.S. Cortizo, J.L. Alessandrini. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *Journal of Dentistry* 31(2003), 463–468.
- [8] W.J.O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing, New York 2002.
- [9] Carlos Eduardo Vergani, Rosangela Seiko Seo, Ana Claudia Pavarina, Jose Mauricio dos Santos Nunes Reis. Flexural strength of autopolymerizing denture reline resins with microwave postpolymerization treatment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 93(2005), 577-583.
- [10] Eeva K. Viljanen, Lippo V.J. Lassila, Mikael Skrifvars, Pekka K. Vallittu. Degree of conversion and flexural properties of a dendrimer/methyl methacrylate copolymer: design of experiments and statistical screening. *Dental Materials* 21(2005), 172–177.
- [11] Vanessa M. Urban, Ana L. Machado, Regina V. Oliveira, Carlos E. Vergani, Ana C. Pavarina, Quezia B. Cass. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dental Materials* 23(2007), 363-368.
- [12] Mariani P, Sarrochi JP. *Nouveaux matériaux pour dents artificielles: étude technique et clinique*. Actual Odontostomatol (Paris). 155(1986), 499–510.
- [13] Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Europe Journal Oral Sciences*. 106(1998), 588–93.
- [14] Dogan A, Bek B, C, Evik NN, Usanmaz A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *Journal of Dentistry*. 23(1995), 313–8.

- [15] Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 3(1982), 155–9.
- [16] Araujo PHH, Sayer C, Poco JGR, Giudici R. Techniques for reducing residual monomer content in polymers: a review. *Polym Eng Sci* 42(2002), 1442–1468.
- [17] Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil.* 26(1999), 804–808.
- [18] Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dental Materials* 11(1995), 338-42.
- [19] Jerolimov V, Brooks SC, Huggett R, Bates JF. Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dental Materials* 5(1989), 18-22.
- [20] C.Y.K. Lung, B.W. Darvell. Methyl methacrylate monomer–polymer equilibrium in solid polymer. *Dental Materials* 23(2007), 88–94.
- [21] I. Sideridou, V. Tserki, G. Papanastasiou. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 23 (2002) 1819–1829.
- [22] Till N. Gohring, Luigi Gallo, Heinz Luthy. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dental Materials* 21(2005), 761–772.
- [23] [www.Ordre des dentistes du Québec compos.mht](http://www.Ordre des dentistes du Québec compos.mht).
- [24] Ferracane JL, Moser JB, Greener EH. Rheology of composite restoratives. *Journal of Dentistry Restitution* 60(1981), 1678–85.
- [25] Watt DC. Elastic moduli and visco-elastic relaxation. *Journal of Dentistry Restitution* 22(1994), 154–8.
- [26] Jong-Hyuk Lee, Chung-Moon Um, In-bog Lee. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials* 22(2006), 515–526.
- [27] In Bog Lee, Byeong Hoon Cho, Ho Hyun Son, Chung Moon Um. Rheological characterization of composites using a vertical oscillation rheometer. *Dental Materials* 23(2007), 425–432.
- [28] Bogdal D, Pielichowski J, Boron A. Application of diol dimethacrylates in dental composites and their influence on polymerization shrinkage. *J Appl Polym Sci* 66(1997), 2333–2337.
- [29] Mohammad Atia, David C. Watts, Zahra Atai. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials* 26 (2005), 5015–5020.

- [30] Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dental Materials* 17(2001), 506–11.
- [31] Watts DC, Al Hindi A. Intrinsic soft-start polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate based resin-composite. *Dental Materials* 15(1999), 39–45.
- [32] Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materilas* 14(1998), 51–6.
- [33] Chetan A. Khatria, Jeffery W. Stansburyb, Carl R. Schultheisza, Joseph M. Antonucci. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dental Materials* 19 (2003), 584–588.
- [34] Eliades G, Kakaboura A, Palaghias G. Acid base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid modified composite resin restorations. *Dental Materials* 14(1998), 57–63.
- [35] Fernanda C. Calheiros, Roberto R. Braga, Yoshio Kawano, Rafael Y. Ballester. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dental Materials* 20(2004), 939–946.
- [36] John W. Nicholson. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials* 23(2007), 615–622.
- [37] A.A. Zandinejad, M. Atai, A. Pahlevan. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dental Materials* 22(2006), 382–387.
- [38] Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry* 25(2000), 113-120.
- [39] J.E. Elliott, L.G. Lovell, C.N. Bowman. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental Materials* 17 (2001), 221-229.
- [40] Min-Huey Chena,b, Ci-Rong Chenc, Seng-Haw Hsuc, Shih-Po Sunc, Wei-Fang Suc. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dental Materials* 22(2006), 38–145.
- [41] Carola Kolbeck, Martin Rosentritt, Reinhold Lang, Gerhard Handel. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. *Dental Materials* 22(2006), 63–68.
- [42] Rosin M, Urban AD, Gartner C, Bernhardt O, Splieth C, Meyer G. Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentinbordered cavities of chemically and light-cured restorative materials. *Dental Materials* 18(2002), 521–8.

- [43] Mohammad Ataia, David C. Watts. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dental Materials* 22(2006), 785–791.
- [44] Cynthia J.E. Floyd, Sabine H. Dickens. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dental Materials* 22(2006), 1143–1149.
- [45] John R. Condon, Jack L. Ferracane. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials* 23(2002), 3807–3815.
- [46] Lawrence Musanje, Jack L. Ferracane. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials* 25(2004), 4065–4071.
- [47] Stansbury JW, Dickens B, Lie D-W. Preparation and characterization of cyclopolymerizable resin formulations *Journal of Dentistry* 4(1995), 1110-1115.
- [48] Nikolaos S. Koupis, Luc C. Martens, Ronald M.H. Verbeeck. Relative curing degree of polyacid-modified and conventional resin composites determined by surface Knoop hardness. *Dental Materials* 22(2006), 1045–1050.
- [49] B.S.Lim, J. L. Ferracane, J.R. Condo. Reduction of polymerization contraction stress for composites by two-step light-activation. *Dental Materials* 18(2002), 436-444.
- [50] L.G. Lovel, Hui Lu. The cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dental Materials* 17(2001), 504-511.
- [51] Franz A, König F, Anglmayer M, Rausch-Fan X, Gille G, Rausch WD, et al. Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dental Materials* 19(2003), 382–92.
- [52] Fernanda C. Calheirosa,\*, Roberto R. Bragaa, Yoshio Kawanob, Rafael Y. Ballester. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dental Materials* 20(2004), 939–946.
- [53] Y. Papadogiannisa, R.S. Lakesb, G. Palaghiasa, M. Helvatjoglu-Antoniades. Fatigue of packable dental composites. *Dental Materials* xx(2006) xxx–xxx.
- [54] Ahed Al-Wahadni, D. Muir Martin Le glaçage et la finition de la porcelaine dentaire : un compte rendu de la littérature. *Journal de l'Association Dentaire Canadienne* 8(1998), 525-530.
- [55] Derek W. Jones. Un bref aperçu de la céramique dentaire. *Journal de l'Association Dentaire Canadienne* 9(1998), 648-651.
- [56] Hawa Fathi, Anthony Johnson, Richard Van Noort. The influence of calcium fluoride (CaF<sub>2</sub>) on biaxial flexural strength of apatite–mullite glass–ceramic materials. *Dental Materials* 21(2005), 846–851.
- [57] J.-M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre. Dental ceramics. *EMC-Dentisterie* 1(2004), 101–117.

- [58] Ogolnik R, Picard B, Denry I. In: Cahiers de biomatériaux dentaires. 1. Matériaux minéraux. Paris. Ed Masson. (1992), 67–93.
- [59] Adele Carrado. Contribution to the characterisation of the mechanical and microstructural properties of metal-ceramic bounds used in dental applications. Thèse. Université de Reims. 2001.
- [60] Carlos Jose Soares, Luis Roberto Marcondes Martins, Rodrigo Borges Fonseca. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95(2006), 421-9.
- [61] Jeffrey Y. Thompson , Brian R. Stoner, Jeffrey R. Piascik. Ceramics for restorative dentistry: Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Materials Science and Engineering C xx* (2006) xxx–xxx.
- [62] Akihiko Kadokawa, Shiro Suzuki, Takuo Tanaka. Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96(2006) 258-65.
- [63] Andrew R. Curtis, Adrian J. Wright, Garry J.P. Fleming. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry* 34(2006) 317–325.
- [64] Yong-Keun Lee, Hye-Yang Park, June-Sung Shim. Effect of water content on the mechanical strength of dental porcelain. *Journal of Non-Crystalline Solids* 349 (2004) 200–204.
- [65] G. Sınmazıska, M.L. Ovecoglu. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dental Materials* 22(2006), 735–745.
- [66] Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dental Materials*. 16(2000), 389–95.
- [67] Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(2004), 128–35.
- [68] Fleming GJ, Shaini FJ, Marquis PM. An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory testing of porcelain specimens. *Dental Materials*. 16(2000), 114–9.
- [69] Ivoclar Vivadent. Scientific Documentation IPS.SIGN. Ivoclar Vivadent AG, FL – 9494, Schaan, Liechtenstein, Fevrier.2003.
- [70] Jeffrey Y. Thompson, Brian R. Stoner , Jeffrey R. Piascik. Ceramics for restorative dentistry: Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Materials Science and Engineering C xx* (2006) xxx–xxx.

## CHAPITRE II

### USURE DES MATERIAUX DENTAIRES

#### 2.1 Introduction:

L'usure est définie comme étant la perte de masse d'un matériau en mouvement relatif par rapport à un autre. Elle est considérée comme étant un phénomène d'enlèvement de matière d'une surface dû à une interaction aux surfaces de contact. C'est le résultat d'un déplacement de matériel par la séparation physique due aux microfractures, aux dissolutions des produits chimiques ou par l'échauffement à l'interface du contact [1]. Le mode dominant d'usure peut changer d'un phénomène à un autre pour les raisons incluant les changements des propriétés matérielles intérieures et des réponses extérieures dynamiques provoquées par l'échauffement par frottement, la formation chimique de film, et l'usure. C'est avant tout un problème d'interface où plusieurs paramètres s'associent ce que l'on appelle les mécanismes d'usure. Donc il faut considérer que l'usure n'est pas seulement un problème intrinsèque au matériau mais elle dépend aussi de tout un système tribologique.

Le comportement de l'usure des matériaux dentaires est un facteur important pour comprendre le niveau de dégradation dans des conditions cliniques. L'usure est une conséquence importante des interactions occlusives. Si elle n'est pas contrôlée, l'usure pourrait mener à l'affaiblissement de la fonction de masticatoire avec une réduction concomitante de qualité de la vie et de détérioration possible de la santé [2].

Dans la cavité buccale, la longévité d'une restauration est influencée par beaucoup de facteurs qui contribuent à l'usure de l'émail, des matériaux de restauration et de remplacement. La nature des contacts occlusifs avec les dents antagoniste (attrition),

de la mastication des aliments de la nourriture, la brosse à dent avec la pâte dentifrice, de l'inhalation de la poussière (abrasion), de l'attaque acide due à la consommation de certains fruits et boissons, de l'inhalation des acides industriels ou du vomissement et de la régurgitation du jus gastrique comme dans le cas de la boulimie sont des facteurs qui soutiennent l'usure des matériaux dentaires [3].

Ces produits présentent de différents pH et toutes ces variables participent au processus d'usure. Il est connu que l'usure est une perte de matériel qui se produit par le contact de deux surfaces ou plus [4]. C'est un phénomène qui se produit toutes les fois qu'une surface est exposée à une autre surface ou à une substance chimiquement active.

La résistance à l'usure des dents artificielles peut être importante dans la fonction des dentiers complets. L'utilisation à long terme des dentiers complets peut avoir comme conséquence un contact prématuré dans la région antérieure dûe à l'usure des dents postérieures artificielles [5]. La diminution de la dimension verticale des dents artificielles ne décroît seulement pas la fonction masticatoire des aliments mais cause également la fatigue des muscles masticatoires [6].

La perte de la matière des matériaux dentaires se produit par microlabourage, microcoupure, microfissuration et microfatigue [7]. Cependant, pour différents matériaux, l'usure peut être due à un ou plusieurs mécanismes, telles que l'abrasion, l'adhérence, la fatigue, et la corrosion [8]. N'importe lequel de ces mécanismes peut fonctionner seul ou en combinaison avec d'autres.

L'usure des matériaux dentaires est intensivement étudiée. En dentisterie, des termes tels que : l'érosion, l'abrasion et l'attrition sont utilisés dans l'usure des matériaux dentaires [9].

## **2.2 Les types d'usure:**

Comme c'est déjà mentionné ci-dessus, l'enlèvement de matériaux se fait selon quatre types d'usure: par abrasion, par adhésion, par fatigue et par corrosion (figure 2.1).



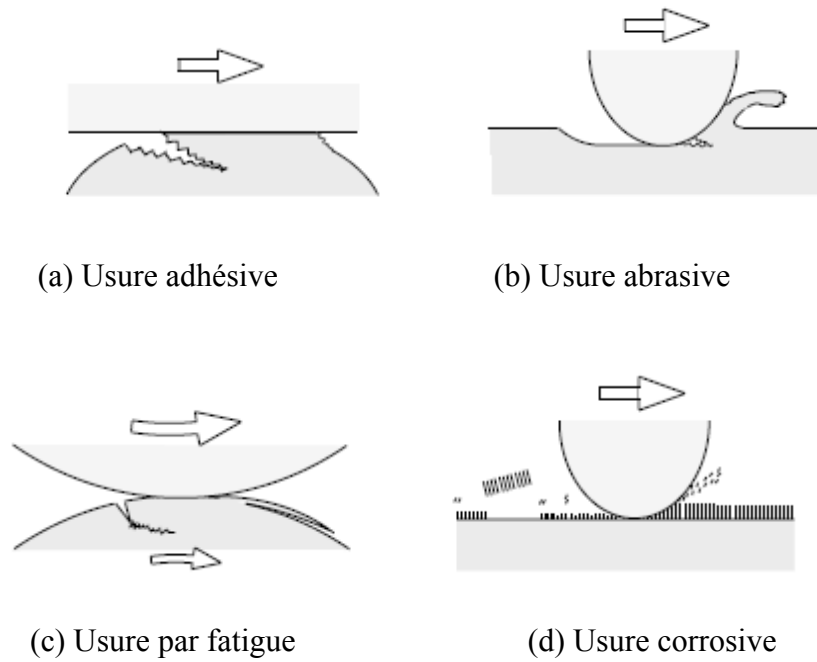


Figure 2.1: Images schématique de quatre types d'usure [10]

### 2.2.1 L'usure adhésive:

Quand les surfaces discrètes de contact se rapprochent, les forces d'attraction intermoléculaires se développent et deviennent égales aux forces de répulsions. Les surfaces prennent alors position d'équilibre statique. La force d'adhérence est originaire de deux forces: forces de Van Der Waals et des forces de liaison chimiques [11].

Si l'interface de contact entre les deux surfaces, sous une déformation plastique, a une force adhésive de liaison suffisante pour résister au glissement relatif, une grande déformation plastique provoquée par dislocation est induite dans la région de contact sous compression et cisaillement. En raison d'une telle grande de déformation dans la région de contact, une fente est lancée et se propage en mode combiné de rupture de tension et de cisaillement. Quand la fente atteint l'interface de contact, une particule d'usure est formée et le transfert adhésif est accompli (figure 2.2) [12].

Aussi, ces grandes forces d'attraction produisent des microsoudures Ce type d'usure, qui se produit quand il y a assez de liaison adhésive à l'interface de contact, s'appelle l'usure adhésive.

Ceci se produit quand il y a une attraction élevée entre les surfaces il se produit des microsoudures entre les aspérités. Comme le mouvement continue, ces microsoudures se fracturent, mais pas suivant leur ligne originale de fusion [13]. L'effet global est que ces détachements de matière d'une surface s'accumulent sur l'autre surface. Bien que ce type d'usure soit normalement associé aux métaux, ceci à été aussi remarqué aux différentes surfaces des matériaux dentaires [12-14]. La friction peut causer l'usure adhésive avec un transfert de matière d'une surface à une autre.

Pour estimer le volume de l'usure adhésive, le vrai contact est supposé se composer de  $n$  points de contact de taille égale et si un nouveau point de contact est formé après la disparition de l'ancien, le nombre total des contacts  $n$  reste constant pendant le glissement. Pour cela est décrit l'équation suivante qui donne le volume d'usure possible  $V$  pour des  $n$  points de contact après glissement d'une distance  $L$  (loi d'Archard) [10]:

$$V = K F L / H \quad (1)$$

où  $K$  est appelé coefficient d'usure.

$F$ : l'effort normal.

$H$ : la dureté du matériau le plus doux

$K$  est une valeur principale pour une paire de frottement pour décrire son taux d'usure.

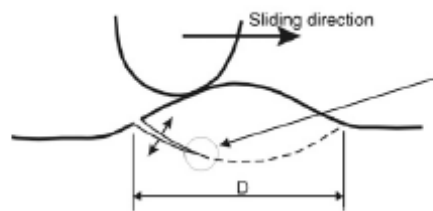


Figure 2.2: Détachement d'une particule sous l'effet de l'adhésion (I').

### 2.2.2 L'usure abrasive:

L'usure par abrasion est un processus d'usure par déplacement irréversible et/ou enlèvement de matière de la surface flottante d'une pièce sous l'action d'aspérités dures [15]. Elle peut être conçue comme le déplacement de matière produit par des particules dures ou par des protubérances dures. Un corps dur se déforme plastiquement, avec ou sans enlèvement de

matière, un corps plus mou. L'efficacité d'un abrasif est liée à sa forme, sa taille et sa dureté relativement à celle du matériau abrasé. Si les particules sont fixées à l'une des surfaces, il s'agit d'une abrasion à deux corps. Dans ce cas les sillons formés sont parallèles à la direction du mouvement des aspérités abrasives. L'abrasion à trois corps se présente lorsque des particules étrangères s'interposent entre les surfaces de contact.

**a. L'abrasion à deux corps:**

Lors du frottement de deux surfaces en contact direct, comme aucune surface n'est parfaitement lisse, par conséquent elles entrent en contact par l'union de leurs aspérités. Pendant le mouvement les aspérités doivent se rompre ou se déformer. Si les deux surfaces sont fragiles, il y'a la rupture des aspérités. Si une surface est molle, alors la surface la plus dure labourera dans la première surface, dégageant vers le haut de minuscules parties qui se rompent par la suite. Avec le temps, toutes les d'aspérités se rompent et l'effet cumulatif de la perte microscopique de la matière se manifeste en tant qu'usure [13]. L'abrasion à deux-corps peut être identifiée parce qu'elle a comme conséquence un accouplement des surfaces de contact. Dans le milieu buccal, ces conditions se produisent principalement pendant le mouvement de la non-mastication par les dents des aliments. L'attrition est une forme d'usure de dent d'abrasion de deux-corps qui peut être considérée 'physiologique' car il a été décrit comme chose nécessaire pour l'équilibrage occlusif [16]. C'est une usure physiologique loin des tissus durs dentaires en raison du contact naturel d'une dent sur une autre dent sans interposition des substances étrangères qui cause l'usure localisée aux contacts occlusifs [13]. On note que l'attrition, appelée aussi usure de contact, décrit la perte de matériau en surface d'une dent en contact avec une autre dent ou avec une restauration [17]. Le taux d'usure de l'émail aux secteurs de contact occlusifs dans des molaires est environ 41  $\mu\text{m}$  par années [13].

**b. L'abrasion à trois corps:**

Ce type d'usure est rencontré lorsque des surfaces sont frottées par l'intermédiaire d'une pate de particules abrasives. La pression entre les surfaces est transférée aux particules qui

coupent alors les aspérités. Dans le milieu buccal, ce type d'usure se produit pendant la mastication et le mouvement des aliments et ce phénomène est très répandu chez les personnes qui mangent un régime abrasif comme le pain granulé [13]. Durant la première période, quand les surfaces occlusives sont séparées par la nourriture, les particules abrasives agissent en tant que pâte et rodent la surface entière. Elles rodent préférentiellement la surface dans les voies de dépouillement de nourriture en raison de l'action de cisaillement de la nourriture sur l'effort de contact. Donc ce type d'usure se produit lors de l'interposition d'un troisième corps entre les deux surfaces en frottement. Ce processus est très commun dans les restaurations, comme ceux-ci prennent la force principale de la pâte de mastication dans la région d'évacuation (creux) [16]. Le processus tend à creuser les régions les plus douces des surfaces. Dans les matériaux composites, la pâte rode préférentiellement la matrice molle du polymère, et s'oppose aux particules de renforcement. Pendant que les dents commencent à se rapprocher pendant les étapes de la mastication, les particules restantes de la pâte se trouvent emprisonnées entre les aspérités, dans les creux et dans les cannelures extérieures. Ces particules grattent alors la surface opposée. Si les deux surfaces sont de morphologie semblable, les particules abrasives peuvent se transférer entre les éraflures et causer plus ou moins de perte égale des deux surfaces. Les surfaces qui sont sujettes à ce type d'usure s'accoupleront parce que les particules abrasives sont devenues partie intégrante de la surface. Une étude a été faite sur l'influence de l'action frottement d'un antagoniste sur l'usure à trois corps occlusif des composites et un amalgame in vitro par le changement progressif de la distance entre les substrats d'opposition [13]. Quand la distance est diminuée de 10  $\mu\text{m}$  à approximativement 3  $\mu\text{m}$ , l'usure a augmenté de manière significative par un facteur de deux à trois et était exclusivement de nature érosive. A une épaisseur de la couche de la pâte aux environs de 1  $\mu\text{m}$ , des contacts directs entre l'antagoniste et la pénétration des particules composites de renforcement commencent à se produire. Ceci a pour conséquence un ralentissement de l'usure érosive. Finalement, des phénomènes de contact direct prédominent, diminuant le taux d'usure des divers matériaux à différents degrés. D'après ça, on peut conclure que les changements mineurs de l'épaisseur de la couche de la nourriture aux secteurs de contact ont comme conséquence des changements considérables du taux d'usure.

Dans le cas d'un matériau fragile, indenté et labouré par l'abrasif, une particule d'usure est générée principalement suite aux ruptures fragiles provoquées par le déclenchement et propagation des fissures, telles que la fissure médiane et la fissure latérale. Par conséquent, le taux d'usure du matériel fragile est fortement dépendant de la ténacité. Le volume d'usure en rayant le matériel fragile est décrit par le modèle représenté sur la figure 2.3 [10]. Il est supposé qu'une particule d'usure est générée par la propagation des fissures latérales qui atteignent la surface. Si la fissure est propagée par l'effort résiduel, la longueur  $c$  de la fente est une fonction de la charge normale  $W$ , de la ténacité  $K_c$ , de la dureté  $H$ , et du module de Young  $E$  comme suit [10]:

$$c = \alpha_1 \frac{W^{5/8}}{K_c^{1/2} H^{1/8}} \left( \frac{E}{H} \right)^{3/5} \quad (2)$$

où  $\alpha_1$  dépend de la forme de l'abrasif et est déterminé par un calibrage sur un matériel avec des propriétés de rupture bien déterminé.

La profondeur  $b$  de la rupture latérale est estimée par le rayon de la zone plastique de contact, et elle est donnée par [10]:

$$b = \alpha_2 \left( \frac{E}{H} \right)^{2/5} \left( \frac{W}{H} \right)^{1/2} \quad (3)$$

où  $\alpha_2$  est une constante indépendante du matériau .

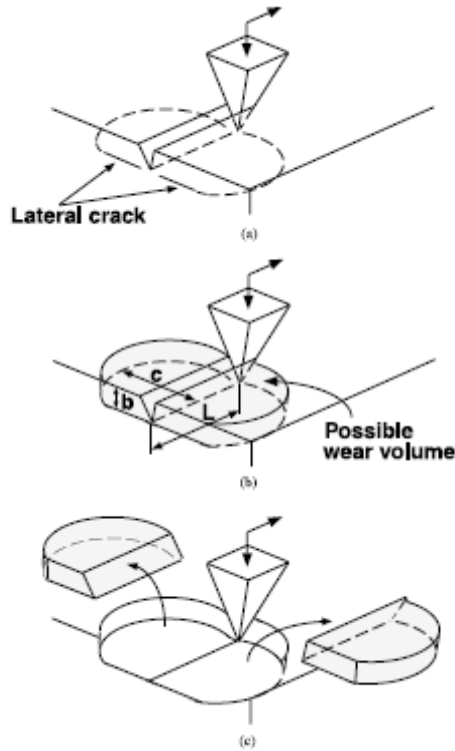


Figure 2.3: Model de l'usure abrasive pour les matériaux fragiles.

Fondé sur ces hypothèses, le volume  $V$  d'usure, dans l'éraflure du matériel fragile avec une aspérité dure est donné par l'équation suivante [10]:

$$V = \alpha_3 \frac{W^{9/8}}{K_c^{1/2} H^{5/8}} \left( \frac{E}{H} \right)^{4/5} L \quad (4)$$

où  $L$  est la distance de glissement et  $\alpha_3$  est une constante dépendante du matériel et déterminée par calibrage sur le matériau avec des propriétés bien-caractérisées de la rupture.

En outre, la composition du matériau influence les paramètres physiques telles que la force de flexion, la ténacité, la dureté, le module d'élasticité, et la cure en profondeur, et peuvent toutes influencer l'usure [7]. Bien que des propriétés telles que la ténacité et la résistance à la flexion ont été identifiées en tant qu'indices potentiels d'usure, les scientifiques

se fient davantage sur les dispositifs in vitro qui simulent l'usure que sur les propriétés physiques seules [7]

Il est clair de l'équation 4 que le taux d'usure abrasif dépend fortement de la ténacité et la dureté. Le taux d'usure prévu par cette équation est conforme bien aux données expérimentales, comme montré dans les figures 2.3 et 2.4 [10].

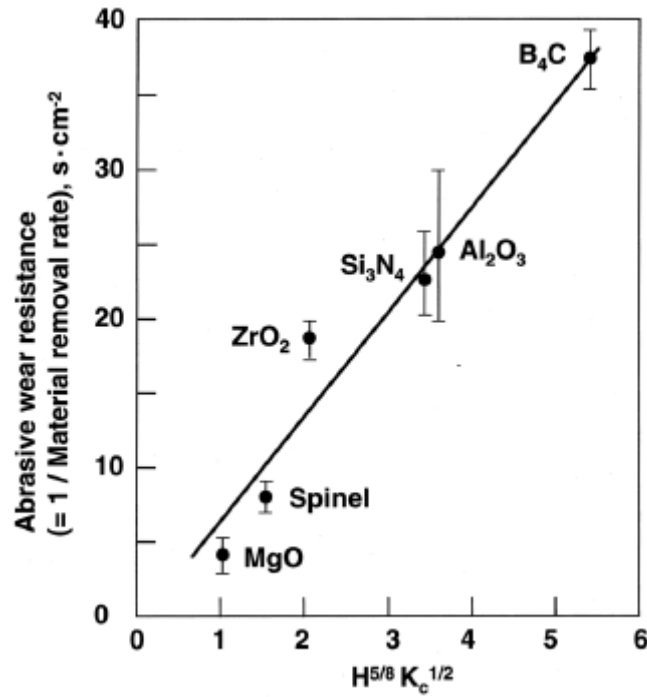


Figure 2.3: Corrélation entre la résistance à l'usure abrasive, la dureté H et le facteur de ténacité K.

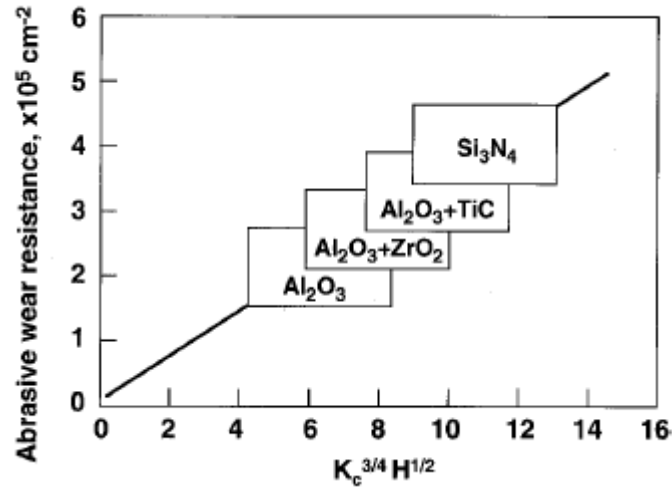


Figure 2.4 : Relation entre la résistance à l'usure abrasive et la dureté H et le facteur de ténacité K.

On note que le volume d'usure à trois corps est beaucoup plus petit que celui de l'usure à deux-corps pour la même charge normale appliquée. En outre, une charge croissante est associée à une augmentation progressive du volume enlevé dans les deux conditions d'usure, mais le taux croissant de l'usure pour une charge plus grande est plus élevé pour l'usure à deux-corps que pour celui à trois corps (figure 2.5) [18].

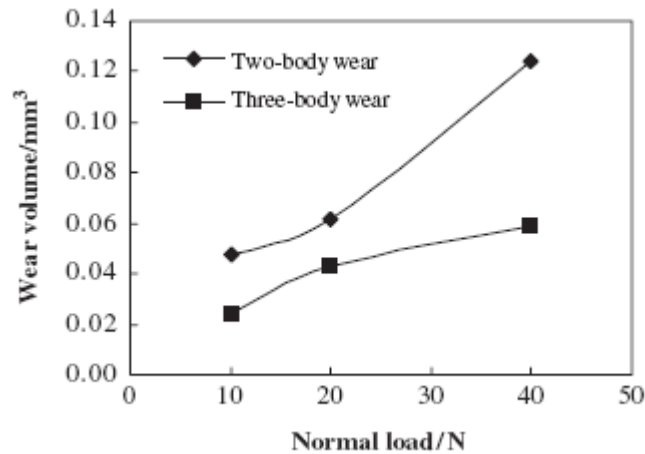


Figure 2.5: Variation du volume d'usure en fonction de la force normale.



### **2.2.3 L'usure par fatigue:**

L'usure par fatigue est un endommagement qui résulte d'un vieillissement dû à un frottement ou un effort cyclique [19]. La fatigue des surfaces est un phénomène d'usure qui se produit dans les contacts en mouvement et/ou aux variations cycliques de charge. Par fatigue, des tensions d'usure sont produites par les particules libres menant à la formation des fissures en surface ou en subsurface [8].

La fatigue mécanique superficielle se manifeste par l'apparition de microfissures suivies de débris.

Les matériaux fragiles et ceux ayant plus d'inclusions et d'imperfections structurales se déforment sous l'effet de grandes déformations répétées d'origine mécanique et/ou thermique. La fissuration est l'un des principaux processus de dégradation des surfaces en contact. En raison de la géométrie dentaire commune, des tensions se concentrent légèrement au dessous de la surface. Pour cette raison, un réseau de fissures aux subsurfaces est créé. A leurs origines, par la concentration de tension, les fissures sont très plausibles pour se développer et se relier [12].

Des processus de fissuration par fatigue sont notés dans le cas d'un frottement sec par roulement ou fretting. Ils sont la conséquence des efforts normaux dans le contact dû à la transmission de la chaleur globale et des contraintes tangentielles créées par le glissement entre les surfaces. Même si la charge appliquée est suffisamment faible, sous un nombre important de cycles répétés, la fissuration peut être la cause d'un phénomène de fatigue [20] Au point de vue microscopique, une partie du mouvement des molécules des surfaces est transférée à la subsurface causant la rupture des liens intermoléculaires et une zone des dommages à la subsurface. Par la suite il se forme des microfissures dans la subsurface et, si ceux-ci se fusionnent sur la surface, alors il peut y avoir perte d'un fragment de matériel induisant l'usure par fatigue [4].

### **2.2.4 L'usure corrosive:**

La corrosion est définie comme étant la détérioration superficielle des matériaux d'origine chimiques ou électrochimiques. L'usure corrosive est le déplacement physique d'une couche de matériau préalablement attaquée par un agent chimique ou électrochimique d'un milieu

environnant (par exemple le milieu buccal acide) [8].

### **2.2.5 L'usure érosive:**

L'érosion est définie comme une perte de la structure de la dent et des matériaux dentaires attribuée aux effets chimiques sans participation des bactéries [18]. L'érosion, a été aussi définie en tant que dommages chimiques, généralement la déminéralisation par des acides autres que ceux qui sont produits par les bactéries [21].

En littérature dentaire, le terme erosion est employé pour décrire la perte matérielle provoquée par une action chimique, tandis que dans le contexte de l'ingénierie, l'érosion se produit quand les particules solides ou liquides empiètent sur une surface où l'impact répété de ces substances sur la surface du matériau conduit à la dégradation de la surface [9]. Aussi, les trois termes utilisés en art dentaire (attrition, abrasion, et erosion) décrivent des manifestations cliniques plutôt que des mécanismes réels d'usure, qui peuvent mener à des confusions [22].

La cause de l'érosion dentaire est associée à une ou à une combinaison de plusieurs facteurs, rendant le diagnostic difficile. Les rapports dans la littérature ont associé l'érosion aux facteurs diététiques tels que les agrumes et les boissons carbonées, l'exposition professionnelle aux enzymes et à l'eau chlorée des piscines a été également impliquée [21]. Le vomissement chronique lié à l'alcoolisme et le mouvement du reflux gastrique acide de l'estomac ont été intensivement étudiés comme facteurs liés à l'érosion dentaire [21]. Aussi, la mastication des substances alimentaires acides telles que les fruits fibreux peut augmenter l'usure des dents et des matériaux dentaires [9].

Un pH (oral ou oesophagien) moins de 5 a été corrélé à l'érosion dentaire. Ceci soutient la théorie que les acides gastriques peuvent affecter les dents et les matériaux dentaires [21].

Les changements réguliers à court terme de l'environnement oral peuvent considérablement augmenter la perte de l'émail des dents et des matériaux dentaires [9]. Aussi, ces corps sont continuellement exposés à l'environnement oral, aux fluids et à la nourriture pendant de longues durées [23]. Il est bien connu que la présence des acides alimentaires cause l'usure croissant des tissus durs, et ceci est généralement due au ramollissement de la structure de la

dent provoqué par les acides [24]. Actuellement, la consommation croissante des substances alimentaires acides ou des boissons accélèrent l'usure de la dent. Ceci peut être examiné in vitro [25], par conséquent l'évaluation de leur impact sur la perte des tissus durs est extrêmement importante du point de vue clinique.

Dans une certaine mesure, ce n'est pas un processus d'usure proprement dit. Il est causé quand les produits chimiques affaiblissent les liens intermoléculaires de la surface et renforcent donc les processus d'autres usures. La chose la plus importante à comprendre est que les acides affaiblissent seulement les molécules extérieures. Celles-ci sont alors frottées par le mouvement des surfaces et immédiatement la surface fondamentale (précédemment inchangée) est attaquée par l'acide.

### **2.2.6 Les contacts:**

Comme c'est déjà décrit, l'usure est un processus naturel qui se produit lorsque des surfaces en contact se déplacent l'une par rapport à l'autre. Sous les conditions cliniques, l'usure des différents corps dentaires peut être aussi caractérisée suivant deux types de contacts: un contact occlusif de surface (COS) et un contact occlusif libre (COL) [26].

L'usure COS est attribuée au contact direct et répété opposant deux corps dentaires, c'est l'attrition qui domine [14]. L'usure COL résulte d'un contact indirect où les particules emprisonnées de nourriture pendant la phase fermée de la mastication s'interposent entre les corps dentaires, c'est l'abrasion qui domine [27]. Le contact dentaire direct peut également se produire pendant la mastication, particulièrement à l'étape finale juste avant d'avaler la nourriture.

Les études cliniques ont montré que le contact occlusif en surface peut excéder l'usure libre d'abrasion de trois à cinq fois [27].

### **2.3 Les dispositifs d'usure et les techniques d'essai de simulation:**

Les phénomènes d'usure se produisant dans la cavité buccale résultent d'une interaction complexe de différents mécanismes d'usure et de divers facteurs (par exemple le niveau du pH, la température, les habitudes alimentaires, etc...) qui influence sur le degré d'usure et peut considérablement différer d'une personne à une autre. Jusqu'ici, il est considéré

impossible de reproduire toutes les conditions actuelles de la cavité buccale dans un essai d'usure *in vitro*. Par conséquent, de nombreuses installations expérimentales pour la détermination de l'usure des restaurations dentaires ont été décrites, lesquels, cependant, tiennent compte de seulement peu de spécifique de mécanisme d'usure [28].

Durant ces dernières decenies, un nombre grand de système de test d'usure *in vitro* des matériaux dentaires a été décrit en littérature où plusieurs centres de recherches ont développé des dispositifs d'essai de l'usure avec des degrés de différents de complexités et des approches mécaniques principales peuvent être considérées avec différentes techniques de simulation de l'usure. Certains d'entre eux sont tout à fait simples, alors que d'autres sont très sophistiqués pour imiter l'environnement oral humain et le mouvement de la mastication des aliments.

Ces dispositifs sont basés sur différentes approches pour la simulation et l'analyse de l'usure, incluant les simulateurs de mastication et les machines à disque rotatif. La plupart des études sont basées sur des expériences avec des mouvements simples, continus ou inverses [29]. Le plus souvent, les approches sont liées à un ou deux mécanismes d'usure qui se produisent dans la bouche.

Cependant, quelques travaux essayent d'employer un contact avec un mouvement complexe semblable à ce qui se produit dans la bouche, en utilisant des cycles qui comportent une rotation et une contre-rotation ou des cycles avec différents charges et chemins pour atteindre différents types d'usure.

Donc la meilleure approche pour évaluer la résistance à l'usure de l'émail et les matériaux de restauration dentaires devrait être basée sur des expériences effectuées dans l'environnement oral.

Bien que cette approche ait quelques avantages, il y a également certaines difficultés car les investigations cliniques prennent du temps, et ce qui est plus important, c'est le manque de contrôle et une grande variété de facteurs rendant impossible la détermination de l'influence d'un facteur séparé du mécanisme d'usure en clinique. Pour ces raisons, des essais d'usure *in vitro* sont largement répandus. A ce jour, beaucoup de dispositifs d'essai ont été conçus et utilisés pour beaucoup de phénomènes tribologiques. La plupart d'entre eux est employée

pour des essais à deux-corps utilisant le mouvement relatif entre l'échantillon et une surface abrasive (contre échantillon).

Cependant, dans quelques études, un certain inconvénient est rapporté, à savoir la faible reproductibilité des résultats obtenus pour les mêmes paramètres, c'est à dire la charge, la pression de contact, la vitesse de glissement et ainsi de suite [30]. Il semble que le constat ci-dessus pourrait être général concernant la majorité des tests tribologiques, aussi le problème de la reproductibilité de l'usure et du frottement est aussi à considérer pour les tissus des dent ou les matériaux dentaires. Afin d'améliorer la reproductibilité les résultats de l'usure de l'émail des dents et les matériaux dentaires, différentes méthodes standard d'essai ont été employées [31].

Parmi plusieurs conceptions géométriques, le pion-sur-disque est généralement le plus utilisé [31-33]. Cette méthode est habituellement tout à fait simple et avantageuse donnant des résultats relativement rapides. Ils existent aussi d'autres systèmes: le plan sur sphere, le bloc-sur-anneau et le pion-sur-bloc. Des essais d'usure à trois corps, employant des pâtes stimulant la nourriture, mélange de la poudre PMMA avec des grains de pavot et de l'eau [34], farine de blé plus eau [19], ont été utilisés pour la caractérisation de l'usure in vitro des biomatériaux. Ces essais d'usure ont donné des résultats qui correspondent bien aux données cliniques. Les méthodes les plus communes pour quantifier l'usure sont des techniques mécaniques ou optiques pour mesurer la perte de masse par déplacement. Il y a des précautions liées à chacune de ces méthodes une fois appliquées au problème d'usure des matériaux dentaires. Parmi les simulateurs d'usure standardisés utilisés par les chercheurs existent:

### **2.3.1 Les machines d'usure à deux-corps:**

Plusieurs simulateurs d'usure à deux-corps ont été conçus et utilisés pour imiter l'usure clinique. Plusieurs variables doivent être décrites avec précision pour pouvoir faire des rapports comparatifs. Parmi elles: la charge, la fréquence, le déplacement, le nombre de cycles, le lubrifiant, la dureté, le coefficient de Poisson et le module élastique du matériau antagoniste, le coefficient de frottement, le comportement de la force avec le déplacement, de la force du frottement et de l'énergie dissipée [35,36]. En raison du grand nombre de ces

paramètres, il est difficile d'interpréter les résultats d'usure dans des machines d'usure à deux-corps.

### **2.3.2 Les machines d'usure à trois corps:**

Avec les simulateurs de l'usure à trois corps, les centres de recherches essaient d'imiter l'environnement oral et les variables biologiques destinées de classer le matériau dentaire selon leur résistance à l'usure par rapport aux documentations de référence. Des appareils de simulation normalisés ont été mentionnés dans la littérature: machine d'usure d'ACTA (à trois corps) [37], OHSU: Oregon Health Sciences University Oral Wear Simulator [38], University of Alabama Wear Simulator [39], Zurich computer-controlled masticator [40], BIOMAT wear simulator [27], Minnesota MTS wear simulator [41], Le Willytec Munich and Muc3 [41],...

### **2.3.3 Les machines de la brosse à dent:**

En général le concept d'abrasion de la machine de la brosse à dent/dentifrice est employé avec les éléments suivants [42]: la nature de la brosse à dents, les techniques programmables de brossage et les surface de brossage, le milieu: sec, humide, pate abrasive de dentifrice, le nombre de cycles: 20.000 à 35.600 cycles, le temps de brossage: 60 à 100 minutes et la charge verticale appliquée: 50 –300 g.

La technique de brossage influence l'abrasion des tissus durs dentaires pendant le brossage et encore un certain nombre de variables devraient être considéré. Manuel (vertical, horizontal, circulaire) ou électrique (rotation, vibration). Force de brossage: manuel (318 à 471 g), électriques (92 à 175 g) [41]. Temps de brossage (1 à 3 minutes). Fréquence de brossage (une à trois fois par jour).

En raison de l'usure de l'émail et (ou) de la dentine par des pâtes dentifrices, l'abrasif de la pâte dentifrice devrait être mentionné dans des études de simulation en utilisant le REA (abrasivité relative de l'émail) et l'index RDA (abrasivité relative de la dentine) [41] afin de classer la pâte dentifrice choisie.

## **2.4 Les facteurs complexes pour la simulation in vitro d'usure:**

#### **2.4.1 L'étalonnage de l'antagoniste:**

Toute recherche de laboratoire sur la résistance à l'usure des matériaux dentaires nécessite de considérer les conditions orales de sorte que des résultats d'usure *in vitro* puissent être corrélés avec les résultats *in vivo*. Le choix du contre échantillon est un facteur critique dans l'établissement du modèle de l'usure tribologique et dans la réalisation d'un dispositif d'essai d'usure *in vitro* efficace.

Relativement à la situation tribologique *in vivo*, une variété de facteurs comprenant la dureté, l'évolution de la surface d'usure et les coefficients de friction doivent être considérés. L'évaluation du matériau antagoniste devrait être basée sur la simulation tribologique essentielle soutenue par des investigations sur les propriétés mécaniques, chimiques et structurales [43].

Les antagonistes normalisés selon la forme, la taille et la matière devraient avoir des valeurs moyennes et semblables à ceux de la nature et à ceux qui ne sont pas normalisés.

#### **2.4.2 La composition de l'antagoniste:**

Dans la littérature dentaire, plusieurs variétés d'antagonistes ont été utilisés pour les études *in vitro*. L'émail est fréquemment employé en tant qu'antagoniste idéale *in vitro* dans la plupart des cas [33, 44]. Ainsi des molaires et les prémolaires ont été préparées dans de différentes manières, mais un problème fondamental de l'utilisation de l'émail comme un matériau antagoniste est sa variation biologique qui peut influencer les résultats énormément [33]. Aussi, l'usure de l'émail est plus rapide dans les conditions *in vitro* que dans la cavité buccale, où la salive protège l'émail contre l'abrasion et l'attrition dû aux fonctions de la salive, telles que la lubrification, la formation de pellicules et la maintenance d'un pH neutre du milieu buccale [13]. Ces fonctions salivaires ne peuvent pas être simulées parfaitement dans les laboratoires.

Par conséquent, différentes solutions de rechange ont été employées, comme la bille et le pion en acier [33, 45], la steatite (céramique semiporeuse dont la dureté est très élevée) pour simuler l'émail humain [46].

D'autres alternatives tels que: le Degussit, un oxyde d'aluminium dur [33], le titanium [47], la porcelaine (Empress) [7, 34], les billes d'alumine [28] qui ont plusieurs avantages comparés aux dents naturelles. Ils sont facilement disponibles, leur diamètre et forme sont exactement identique (en cas de rechange) et en raison de leur haute résistance à l'usure, leur géométrie est stable durant les essais.

En ce qui concerne la forme de l'antagoniste, les billes devraient être préférées plutôt que les cylindres, parce que les cylindres ont l'inconvénient qu'à l'échelle microscopique ils n'entrent pas en contact avec les échantillons au-dessus du secteur entier de la surface du cylindre [33]. D'un autre côté, l'évaluation de l'usure des matériaux de restauration exige que le matériau d'intérêt et le matériau d'opposition soient considérés (figure 2.6). Médicalement, c'est l'usure combinée qui est importante et spécialement si le matériau d'opposition est l'émail. L'usure de l'émail a été mesurée quand il s'est opposé à l'émail, à l'amalgame, et à la porcelaine. Combinant l'usure des différents matériaux avec l'usure de l'émail d'opposition, il a été constaté que l'usure de la combinaison émail / porcelaine est plus grande que la combinaison émail / émail et que l'usure de tous les deux est sensiblement plus grande que la combinaison amalgame / émail [48].

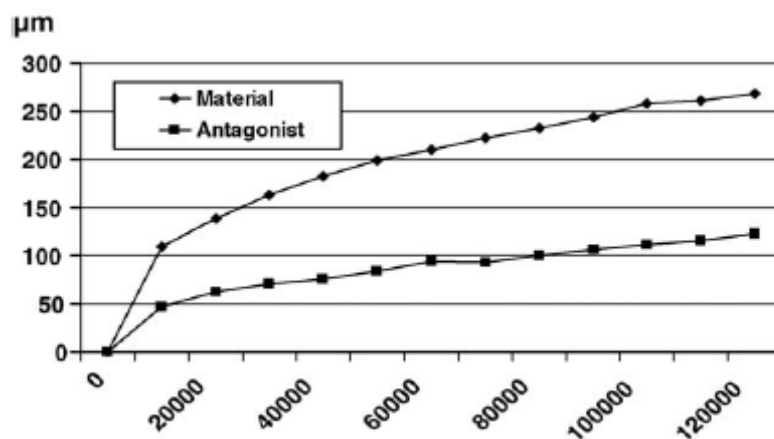


Figure 2.6: Usure verticale d'un matériau dentaire (Tetric EvoCeram) et d'un antagoniste (Empress) en fonction du nombre de cycle de revolution.

### 2.4.3 La forme de l'antagoniste:

- Plat, bille ou arrondi
- Surfaces aplaties d'émail
- Émail recueilli des molaires d'humain extraites et usiné sous la forme hémisphérique



#### **2.4.4 Les forces d'application:**

Pour l'application des forces dans les dispositifs de simulation d'usure dentaire, plusieurs variations sont possibles [41]:

- Statiques, cyclique ou dynamique
- Charges de contact: 1, 10, 20, 25, 50, 75, 100N
- Contraintes de contact: 1.7, 3.2, 4, 6.7, 9.95, 16.2 kgf/cm<sup>2</sup>

Habituellement, les investigations de l'usure sont effectuées avec une charge fixe pendant l'essai. Il semblerait que la charge constante fournit des conditions régulières des essais [31].

Il est bien connu que la charge appliquée aux dents pendant la mastication n'a pas de valeur constante. Sur la base des nombreux travaux on peut supposer que la forme de la courbe de force est semblable à la moitié positive d'une courbe de sinus [49].

La grandeur de la force produite pendant la mastication dépend principalement des propriétés physiques de la nourriture. Car il y a une grande variété de nourritures, de diverses forces peuvent être prévues.

Le simulateur d'essai de dispositif de l'usure devrait produire cliniquement des forces appropriées, Quand des personnes impliquées dans l'étude ont mâché des pommes de terre bouillies, une force de 20N a été mesurée, 60N quand ils ont mâché le pain blanc ou des carottes crues et 100 à 120N pour les biscuits de riz [41].

La dureté de la nourriture affecte les modèles masticatoires et les corrélations avec la force de mastication La force de mastication diminue avec le temps et avec le nombre de coups de mastication d'un sujet qui a mâché de la pommes de terre bouillie [41]. La force de mastication horizontale a été mesurée et elle vaut approximativement 35% de la force de mastication verticale [41].

Généralement pendant le processus de mastication, la grandeur de force de mastication dans la cavité buccale s'étend de 3 à 36N [18, 29, 50].

Du point de vue tribologique, la connaissance de la pression de contact est souvent plus importante que la connaissance de la charge appliquée.

#### **2.4.5 Le nombre de cycles:**

Afin de comparer les résultats des différentes études, on devrait prendre en compte le nombre de cycles de révolution avec un interval bien déterminé.

#### 2.4.6 Les cycles de la mastication (la fréquence des cycles de la charge):

La connaissance d'une grande variété de situations orales est indispensable afin de faire le choix approprié des paramètres du tribomètre développé. Ils existent plusieurs descriptions peu différentes du cycle de mastication, néanmoins le cycle entier peut être divisé en deux phases principales [49]:

la phase I (phase de fermeture), quand les dents sont introduites dans l'occlusion, et la phase II (phase d'ouverture), quand les dents sont séparées l'une l'autre. Pendant la phase I la nourriture est comprimée, alors l'écrasement se produit avec un contact direct dent – nourriture-dent.

Un schéma simplifié du cycle de mastication est montré dans figure 2.7 [49].

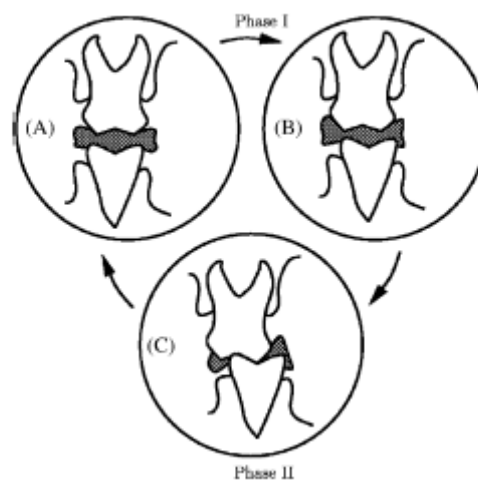


Figure 2.7: Schéma d'un cycle de mastication.

Dans une autre étude, le cycle de mastication a été divisé en trois cycles [48]: préparation, écrasement, et glissement. Pendant la phase préparatoire, la mâchoire est positionnée en contact avec la nourriture. Elle commence par le mouvement d'ouverture de la mâchoire et

continue par le mouvement de fermeture jusqu'à ce que les dents entrent en contact avec la nourriture. Normalement, aucune force occlusives n'est impliquée pendant cette phase (la nourriture collante représente une exception). La phase d'écrasement suit la phase préparatoire et représente une interaction de trois corps: les dents et la nourriture. Elle commence quand les dents entrent en contact avec d'abord la nourriture et continue jusqu'à ce qu'il y ait contact de dent-à-dent ou jusqu'à ce que la mâchoire commence à s'ouvrir (début de la phase préparatoire). Au contact initial, la force est distribuée à travers la nourriture. L'importance de la force éprouvée par les dents dépend de la rigidité de la nourriture. Pendant que la nourriture est comprimée, la force de la mastication est répartie sur la surface de la nourriture en contact avec les dents maxillaires et mandibulaires. A mesure que la surface de contact augmente, la force par l'unité de surface diminue. La phase de glissement, qui ne se produit pas toujours pendant la mastication, commence par le contact de dent-à-dent (pénétration complète de la nourriture) et continue jusqu'à ce que la mâchoire commence à s'ouvrir (début de la phase préparatoire). Au contact, la force de la mastication est concentrée dans le domaine du contact occlusif.

Aussi quand la mâchoire inférieure s'ouvre, une surface de contact est séparée. La salive coule, des débris du frottement sont nettoyés, et la surface se refroidit [51].

La fréquence de mastication utilisée dans des études *in vitro* peut changer de 1.2 à 1.7 Hertz [41].

#### **2.4.7 La durée de contact dentaire:**

La durée du contact dentaire pendant le chargement *in vitro* devrait imiter la situation *in vivo*. La charge et le temps d'usure influencent de manière significative l'usure des matériaux.

#### **2.4.8 La vitesse de glissement:**

La vitesse coulissante pendant la simulation *in vitro* devrait être comparable à la situation *in vivo*.

#### **2.4.9 La température du milieu ambiant:**

On devrait tenir compte des changements de température qui peuvent se produire dans la bouche parce que la température peut avoir un effet de plastification. On devrait considérer une température de constante (20 et 37° C) ou un thermocycle de 5 et 55°C.

#### **2.4.10 Les aliments de la nourriture pendant la mastication:**

Plusieurs types de d'aliments ou de pâte de nourriture peuvent être employés pendant le mouvement simulant la mastication. En raison de la grande variété, une étendue significative dans les résultats peut être prévue. Ils existent [41,52]:

- Une pate d'eau et de particules de polyméthylméthacrylate non plastifiés.
- Poudre de Polyméthylméthacrylate.
- Pate de Hydroxyapatite.
- Pate de carborundum vert.
- Abrasif doux de CaCO<sub>3</sub>.
- Abrasif dur de carbure de silicium (SiC).

#### **2.4.11 Lubrifiant et frottement:**

Naturellement, dans la cavité buccale, les lubrifiants oraux se composent de la salive, de la plaque, de la nourriture ou des boissons dégustées. Ensemble ils forment un système de barrières de lubrification, parce que l'épaisseur de la couche du lubrifiant est insuffisante pour empêcher le contact des aspérités par le film du lubrifiant. Le pouvoir tampon de la salive et de la plaque est important en réduisant au minimum les effets corrosifs des acides.

Cependant, quelques aspects des études d'usure sont encore controversés ou encore n'ont pas été étudiés à fond. Dans la simulation d'abrasion à deux corps, une des conditions d'essai critique est la nature du lubrifiant interposé [53].

Bien que la salive humaine naturelle puisse être considérée comme le choix le plus approprié à la lubrification, il y a certains problèmes liés à son utilisation, y compris le besoin de précautions adéquates contre la contamination [54]. Par conséquent, dans les laboratoires d'analyses il serait préférable d'employer des lubrifiants alternatifs, qui assortissent

étroitement les caractéristiques de la salive humaine récemment collectée. Afin d'essayer d'éviter le frottement excessif produit dans les conditions sèches, l'eau a été par habitude interposée entre les surfaces de contact dans les simulations d'usure en laboratoire [55]. Cependant, les propriétés des surfaces enduites d'eau ne sont pas semblables à celle de la salive normale. En terme tribologique, ceci peut avoir comme conséquence la surestimation des processus d'usure [53]. Les salives synthétiques, d'autre part, peuvent représenter un produit de remplacement alternatif pour la salive normale. En fait, une salive artificielle telle que la carboxyméthylcellulose s'est avérée avoir des qualités comparables à celle de la salive normale [54].

D'autre part, plusieurs liquides sont incorporés dans les machines d'usure à trois corps, comme : l'eau, l'alcool, les acides, l'huile d'olive, la pâte d'huile d'olive, la salive artificielle, avec ou sans inclusion de bactéries [41].

#### **2.4.12 L'homogénéité du matériau à tester:**

Pendant la majeure partie de l'essai d'usure in vitro, il n'y a pas assez de contrôle de la teneur en porosité des échantillons d'essai. De tels pores peuvent influencer les résultats d'usure de manière significative et causer des variations imprévisibles dans les résultats d'essai. Donc les spécimens doivent être examinés avant les tests d'usure.

#### **2.4.13 Le cycle chimique, liquides, expansion hygroscopique:**

L'usure in vitro examinée dans les liquides devrait prêter une attention particulière à l'effet de l'expansion hygroscopique et de la dégradation hydrolytique pendant le chargement cyclique. Sarrett et autres [56] ont étudié les degrés de résistance à l'usure à trois corps in vitro d'un hybride, d'un composite à petites particules, et d'un microfilled après stockage dans l'eau pendant une durée de 24 mois. Le composite hybride était le plus résistant à l'usure, tandis que le composite microfilled a montré la grande usure. Le composite hybride n'a montré aucune perte de résistance à l'usure en raison du stockage dans l'eau. Le composite à petites particules a montré une diminution de résistance à l'usure après stockage dans l'eau seulement une fois examiné avec l'abrasif de carbure de silicium. La résistance à l'usure du microfilled a diminuée après stockage une fois examinée avec un abrasif doux ( $\text{CaCO}_3$ ) ou

un abrasif dur (SiC). Pour tous les composites, l'abrasif mou n'était pas capable de causer l'usure préférentielle de la matrice de polymère, comme observé sur les spécimens in vivo. Au lieu de cela, les particules de remplisseur sont devenues aplaties, avec une perte minimale de la substance d'interparticule. L'abrasif dur a causé une usure préférentielle de la matrice. Tous les composites ont absorbé l'eau pendant le stockage de l'eau, indiquant que le lien de remplisseur-polymère a été attaqué par la dégradation hydrolytique.

#### **2.4.14 Le pH:**

Les niveaux de pH semblent influencer nettement les conditions d'usure et donc ils devraient être contrôlés soigneusement pendant l'essai d'usure in vitro. Les niveaux de pH suivants (1.2, 3.3, et 7.0) sont fréquemment employés pendant la simulation d'usure. Ils devraient imiter les acides des plaques, les acides gastriques et les acides diététiques. L'acide citrique à pH 2.54, 3.2, 4.5, 5.5 et 6.0 est un bon milieu d'essai pour contrôler l'essai in vitro [57]. Il est par exemple bien connu que l'attrition est modifiée par l'érosion. Particulièrement si l'émail humain est employé comme antagoniste, l'acidité du milieu a un impact sur le comportement de l'usure. L'effet de l'abrasion, de l'usure et de l'érosion de l'émail humain sous différents niveaux de pH a été examiné [58]. La combinaison de l'érosion et de l'abrasion a eu comme conséquence une usure sensiblement plus grande que l'érosion seule. Simultanément, l'érosion et l'abrasion ont eu comme conséquence davantage d'usure d'environ 50% que l'alternation de l'érosion et de l'abrasion. On conclut que l'émail ramolli est fortement instable et facilement enlevé par de faibles et actions physiques modérées. La mastication des substances alimentaires acides avec des propriétés abrasives pourrait causer une augmentation de l'usure de la dent. L'abrasion et l'érosion agissent synergiquement pour produire l'usure de l'émail et de la dentine. L'érosion augmente également la susceptibilité de l'émail à l'abrasion par la pâte de dentifrice. La dentine est considérablement plus susceptible que l'émail à l'érosion et à l'abrasion seule ou combinée.

La perte de dentine semble se corrélérer avec l'abrasivité de la pâte de dentifrice (l'index RDA). L'usure de l'émail et de la dentine peut être nettement accrue si le brossage de dent suit un défi érosif. L'usure de l'émail est influencée de manière significative par la charge et le temps dans les conditions acides et neutres. La profondeur de l'érosion de la dentine

augmente de manière significative d'une façon non linéaire avec du temps et diminue de manière significative avec l'augmentation du pH. La dentine est susceptible à l'érosion même aux pH relativement élevés, le système de tubule est aisément exposée et la dentine, à la différence de l'émail, montre peu de propension à la reminéralisation [58].

#### **2.4.15 Les débris d'usure:**

En tribologie, une attention particulière est prêtée sur l'impact des débris d'usure sur la zone de contact et de frottement. Ceci n'est pas assez traité dans des études d'usure dentaires in vitro. Dans la tribologie l'effet des débris d'usure devrait être analysé plus soigneusement.

Généralement l'usure implique la formation des particules de débris à partir des surfaces en frottement. La majeure partie des théories de l'usure existantes (l'usure adhésive, la délamination, la fatigue cyclique et la corrosion), sont principalement préoccupées par la génération des débris d'usure, ignorant le phénomène généralement observé qui peut être impliqué dans le processus d'usure et affecte de manière significative l'usure des matériaux [59]. Une fois formée, la particule de débris d'usure est enlevée du système de frottement pour causer la perte matérielle.

#### **2.4.16 Les paramètres de fonctionnement du milieu buccal:**

Dans l'environnement buccale, les matériaux dentaires, et les dents, sont sujets aux conditions très spécifiques de service suivants [16]:

- température:  $-10$  à  $50$  °C;
- salive comme lubrifiant;
- solution saline contenant des protéines complexes;
- valeurs de pH s'étendant de 1 à 9;
- force de contact: de 1 à 700 N;
- force de mastication : de 6 à 130 N;
- contrainte de compression de 200MPa;
- taux de chargement: de 1 cycle/s à 1500 cycles par jour;
- distance de glissement: 30 km en 50 ans de vie de la dent;
- 0.5 à 1mm par cycle;
- 0.6 km par an.

## **2.5 Usure des matériaux dentaires:**

### **2.5.1 L'usure des composites:**

Le processus d'usure des composites dentaires est compliqué par le fait que les charges et la matrice se composent de matériaux fondamentalement différents, dont l'influence relative change considérablement avec le type d'usure. Avec l'abrasion, la matrice relativement molle facilite le decollage des particules de chargement, alors qu'avec le contact direct, l'attrition et l'usure adhésive sont localisées aux crêtes des particules saillantes [12].

Généralement, l'usure peut être liée aux facteurs matériels ou cliniques. Les facteurs matériels du composite se relient à la dimension, la forme, la dureté, la teneur, la distribution des particules, l'espacement interparticule et le degré de conversion.

En plus, le silane d'accouplement, la nature de la matrice et la dureté de la surface jouent un rôle important dans la résistance à l'usure des composites [60]. Puisque le processus de l'abrasion à trois corps implique le découpage d'un matériel mou par un abrasif dur, il semble raisonnable que l'ajout des particules inorganiques dures à une matrice de résine molle devrait augmenter la résistance globale du matériel à l'abrasion. Un facteur important est la dimension des particules. Dans la gamme des composites courants, la plus petite dimension des particules est souhaitable. Les essais d'usure in vitro ont indiqué que les composites ayant les plus petites particules sphériques ont montré une résistance à l'usure sensiblement plus élevée comparée à ceux ayant les plus grosses particules [12].

A côté de l'addition des particules de chargement à la matrice du composite, les interactions entre la matrice et les charges semblent avoir le grand effet sur augmentation de la résistance à l'usure des résines composites. Apparemment, la capacité pour qu'une résine composite résiste à l'action abrasive est une interaction des différents facteurs mécaniques.

Les études cliniques ont montré que les composites moins chargés (moins de 60% en volume) donnent une usure inacceptable, et qu'aucun rapport direct existe entre la teneur en particules et la résistance d'abrasion car la tribologie est multifonctionnelle et complexe [12].



A côté du type des particules et la fraction du volume de chargement, l'espacement interparticule et la distribution des charges influencent les propriétés physiques et le comportement à l'usure des composites dentaires.

La taille moyenne des particules et le volume de remplisseur ont été déterminés pour améliorer les propriétés de l'usure des composites dentaires. Les composites avec de plus petites particules de chargement et des fractions de volume élevées de remplissage ont été suggérés pour diminuer l'usure [61].

D'après des études [12], on peut conclure que l'utilisation des particules plus fines pour une fraction de volume fixe de chargement, résulte une diminution dans l'espacement interparticule et une usure réduite.

Les particules de remplissages protègent la matrice molle contre des abrasifs, de ce fait réduisant l'usure. Basé sur la recherche précédente, il s'avère que l'espacement critique d'interparticule pour les composites dentaires est autour de 0.1 à 0.2  $\mu\text{m}$ . En plus de l'espacement d'interparticule, un autre facteur principal dans l'usure des composites est la capacité de transmettre les efforts. Un tel transfert d'effort peut être augmenté en améliorant le lien entre les charges et la matrice, ou en augmentant la surface des remplisseurs [12]. Les agents d'accouplement de silane peuvent jouer un rôle important en augmentant l'adhérence de l'interface entre le remplisseur inorganique et la résine organique de la matrice. Un autre avantage de l'utilisation d'un agent d'accouplement dans les composites dentaires est que, au moins dans une certaine mesure, protège le chargement contre la dégradation hydrolytique. Beatty et autres [62] ont rapporté que la résistance à l'usure diminue linéairement avec le pourcentage du remplisseur du verre de silicate traités avec le silane dans les composites hybrides.

Quant à la géométrie des particules, différentes formes sont très plausibles pour charger les composites dentaires. Une étude a démontré que l'usure d'un composite chargé avec des particules de formes irrégulières était plus résistant à l'usure que le matériau avec des particules de forme sphérique. La raison la plus susceptible de cette meilleure performance est que ces remplisseurs pourraient avoir une superficie spécifique plus élevée pour l'adhérence [63]. Comparativement, les particules sphériques pourraient être décollées et

retirées plus facilement que les charges irrégulières, malgré le fait que les deux types ont été traités avec le silane comme agent d'accouplement [34].

Cependant, la résistance de la matrice doit être considérée. Une matrice faible et incohérente peut invoquer des phénomènes tels que le décollement des particules de chargement, et réduit ainsi la capacité abrasive du matériau.

Des études ont indiqué que la composition de la matrice est un facteur significatif affectant le taux d'usure. La résistance supérieure du système UDMA/TEGDMA peut être liée à son degré de conversion plus élevé [64]. Dans des évaluations de laboratoire, l'UDMA/TEGDMA a un taux de conversion de 70% tandis que le BisGMA/TEGDMA avait un taux de conversion de 55% [12].

Les composites de matrice à base de l'UDMA ont eu une meilleure résistance à l'usure que les formulations de Bis-GMA. Le composé de la résine BisGMA est susceptible de se ramollir chimiquement, qui réduit la dureté des surfaces des composites et augmente le taux d'usure occlusif [65].

L'environnement chimique est un aspect de l'environnement oral, qui pourrait avoir une influence appréciable sur la dégradation in vivo des résines composites. La matrice de résine peut être ramollie et les remplisseurs peuvent être lixiviés en dehors quand des composites sont exposés à des simulants liquide, chimique ou alimentaire [12].

### **2.5.2 L'usure des céramiques:**

L'usure des matériaux en céramique est supposée dans la même gamme que celle de l'émail. Les restaurations en porcelaine et les dents d'opposition pourraient constituer de diverses paires de frottement de mastication. Cependant, l'usure des dents naturelles peut considérablement augmenter après l'insertion d'une céramique inlay ou d'une couronne en céramique dans la dent d'opposition. Ceci peut être particulièrement le cas avec les matériaux en céramique de haute résistance [13].

Les restaurations feldspathiques de porcelaine, telles que la porcelaine fondue sur une couronne en métal, les inlays des céramiques ou les couronnes tout en céramique, pourraient supporter les échecs cliniques de réduction occlusive progressive de la taille du matériau ou

des fissures soudaines de la porcelaine après des contacts occlusifs de l'environnement oral [32].

Cependant, comparées aux études sur l'usure d'attrition ou d'abrasion des composites, les mesures in vivo de l'usure des dents antagonistes qui font face aux restaurations en céramique sont bien plus rares.

Le matériau idéal possède une résistance à l'usure élevée et le minimum d'abrasivité. Il y a plusieurs investigations in vivo et in vitro sur la longévité, la résistance à l'usure, et la propriété abrasive de la porcelaine en s'opposant à l'émail humain ou à d'autres matériaux de restauration dentaires [50]. Selon ces recherches, la porcelaine dentaire a été décrite comme un matériau résistant à l'usure, extrêmement dur et un abrasif contre l'émail et d'autres matériaux de restauration. Monasky et Taylor [66] ont rapporté que la porcelaine est plus abrasive que l'or, l'amalgame, la résine composite, et l'émail en tant que matériau d'opposition. D'autres [67] ont rapporté que la porcelaine cause plus de perte d'usure de la résine composite comparée à la perte d'usure de l'or.

Les variations dans la composition et de la microstructure de la céramique peuvent affecter les caractéristiques de l'usure [68]. Schuh et autres [69] ont rapporté qu'un coefficient de frottement plus élevé entre la porcelaine et une surface d'un matériau opposé a augmenté la fatigue et le processus abrasifs de l'usure de la porcelaine.

Le processus de l'usure qui se produit entre la porcelaine et les matériaux d'opposition de l'émail ou d'une restauration est une combinaison de l'usure à deux corps et à trois corps.

Dans le cas des matériaux en céramique, une particule de l'usure est générée due principalement aux ruptures fragiles provoquées par le déclenchement et la propagation des fissures. Par conséquent, l'usure de la porcelaine dentaire dépend quelque peu de la dureté et de la ténacité [32].

### **2.5.3 L'usure des résines:**

Les dents de résine acryliques ont été généralement utilisées en tant que dents artificielles pour les dentiers complets.

Mais durant ces dernières années, ces dents ont largement éliminé les dents en céramique du marché grâce aux divers avantages, tels qu'un meilleur lien à la base du dentier, au poids plus léger et une faible tendance à la rupture en plus de son faible coût de revient.

Cependant, les dents de résine ont l'inconvénient d'être sujet plus à l'usure qu'aux dents en céramique car ces dents collées chimiquement aux bases du dentier s'usent facilement [51].

Les divers fabricants ont ainsi développé des résines conçues pour offrir une résistance à l'usure meilleure grâce à un degré plus élevé de réticulation entre les polymères [28].

### **Bibliographie:**

[1] P. Derand, P. Vereby, Wear of low-fusing dental porcelains, *J. Prosthet.Dent.* 82 (1999), 460–463.

[2] Miura H, Miura K, Mizugai H, Arai Y, Umenai T, Isogai E. Chewing ability and quality of life among the elderly residing in a rural community in Japan. *J Oral Rehabil* 27(2000), 731–734.

[3] Smith B.G, Bartlett D.W, Robb N.D. The prevalence, etiology and management of tooth wear in the United Kingdom. *J Prosthet Dent* 78(1997), 367–372.

[4] Yap A.U.J, Teoh S.H, Chew C.L. Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composites restauratives. *Dental Materials* 18(2002), 149-158.

[5] Hirano S, May K.B, Wagner W.C, Hacker C.H. In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 79(1998), 152-155.

[6] Bani D, Bani T, Bergamini M. Morphologic and biochemical changes of the masseter muscles induced by occlusal wear: studies in a rat model. *J Dent Res* 78(1999), 1735-1744.

[7] S.D. Heintze, G. Zellweger, A. Cavalleri, J. Ferracane. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials* 22(2006), 166–175.

[8] E.S Say, A Civelek, M Ersoy. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Operative Dentistry* 28(2003), 628-634.

[9] Eugeniusz Sajewicz. Tribological behaviour of human enamel in red wine and apple juice environments. *Wear* 262(2007), 308–315

[10] Bharat Bhushan. *Modern Tribology Handbook*. CRC Press. London (2001).

[11] G Zambelli, L Vincent. *Matériaux et contact*, Presses Polytechniques et Universitaires. Romands (1998).

- [12] P. Lambrechts, K. Goovaerts, D. Bharadwaj, J. De Munck, Van Meerbeek. Degradation of tooth structure and restorative materials. *Wear* xx (2006), xxx–xxx.
- [13] S.D. Heintze How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials* 22(2006), 712–734.
- [14] M. Eisenburger, M. Addy. Erosion and attrition of human enamel in vitro Part I: Interaction effects. *Journal of Dentistry* 30(2002), 341–347.
- [15] Cecilia P. Turssi, Jack L. Ferracane, Monica C. Serra. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dental Materials* 21(2005), 641–648.
- [16] P. Vale Antunes, A. Ramalho. Study of abrasive resistance of composites for dental restoration by ball-cratering. *Wear* 255(2003), 990–998.
- [17] J. Manhart<sup>1</sup>, K.-H. Kunzelmann, H.Y. Chen, R. Hickel Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 16(2000), 33–40.
- [18] J. Zheng, Z.R. Zhou. Friction and wear behavior of human teeth under various wear conditions. *Tribology International* xx (2006), xxx–xxx
- [19] Akihiko Kadokawa, Shiro Suzuki, and Takuo Tanaka. Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. *J Prosthetic Dentistry* 96(2006), 258–265.
- [20] J.M George. *Frottement, usure et lubrification*. Editions CNRS (2000).
- [21] Belinda L. Gregory-Head, Donald A. Curtis, Lawrence Kim, and John Cello. Evaluation of dental erosion in patients with gastroesophageal reflux disease. *J Prosthetic Dentistry* 83(2000), 675–680.
- [22] L.H. Mair, T.A. Stolarski, R.W. Vowles, C.H. Lloyd, Wear mechanisms, manifestations and measurement, report of a workshop, *Journal of Dentistry* 24(1996), 141–148.
- [23] R. Nomoto, K. Uchida and J.F. McCabe. Erosion of water-based cements evaluated by volumetric and gravimetric methods. *Dental Materials* 19(2003), 240–244.
- [24] L. Lupi-Pegurier, M. Muller, E. Leforestier, M.F. Bertrand, M. Bolla, In vitro action of Bordeaux red wine on microhardness of human dental enamel, *Arch. Oral Biol.* 48(2003), 141–145.
- [25] C. Ganss, J. Klimek, N. Borkowski, Characteristics of tooth wear in relation to different nutritional patterns including contemporary and medieval subjects, *Eur. J. Oral Sci.* 110(2002), 54–60.

- [26] B.S.Lim, J.L.Ferracane, J.R.Condon. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dental Materials* 18(2003), 1–11.
- [27] A.U.J.Yap, C.H.Tan, S.M.Chung. Wear behavior of new composite restoratives. *Operative Dentistry* 29(2004), 269-274.
- [28] Thomas Stober, Tanja Lutz, Herbert Gilde, Peter Rammelsberg. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dental Materials* 22(2006), 243–249.
- [29] A. Ramalho, P. Vale Antunes. Reciprocating wear test of dental composites: effect on the antagonist. *Wear* 259(2005), 1005–1011.
- [30] E.C. Bianchi, E.J. da Silva, R.D. Monici, C.A. de Freitas, A.R.R. Bianchi, Development of new standard procedure for evaluation of dental composite abrasive wear, *Wear* 253 (2002) 533–540.
- [31] Eugeniusz Sajewicz. On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear* 260 (2006) 1256–1261.
- [32] H.Y. Yu, Z.B. Cai, P.D. Ren, M.H. Zhu, Z.R. Zhou. Friction and wear behavior of dental feldspathic porcelain. *Wear* 261(2006), 611–621.
- [33] C.Zantner, A.Kielbassa, P.Martus. Wear of aluminum antagonists by commercially available composites and copomers. *Am J Dent* 17(2004), 285-290.
- [34] C.P. Turssi, J.L. Ferracane, K. Vogel. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials* 26 (2005) 4932–4937.
- [35] Hu X, Marquis PM, Shortall AC. Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. *J Prosthet Dent* 82(1999), 214–20.
- [36] Hu X, Harrington E, Marquis PM, Shortall AC. The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite. *Biomaterials* 20(1999), 907–12.
- [37] Graf K, Johnson GH, Mehl A, Rammelsberg P. The influence of dental alloys on three-body wear of human enamel and dentin in an inlay-like situation. *Operative Dentistry* 27(2002),167–74.
- [38] Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dental Materials* 15(1999), 262–267.
- [39] St-Georges AJ, Swift Jr EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Operative Dentistry* 27(2002), 410–417.
- [40] Gohring TN, Schonenberger KA, Lutz F. Potential of restorative systems with simplified adhesives: quantitative analysis of wear and marginal adaptation in vitro. *Am J Dent* 16(2003), 275–82.

- [41] P Lambrechts, E. Debels, K. Van Landuyt, M. Peumans, B. Van Meerbeek. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials* 22(2006), 693–701.
- [42] Takeuchi CY, Orbegoso Flores VH, Palma Dibb RG, Panzeri H, Lara EH, Dinelli W. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *Operative Dentistry* 28(2003), 281–286.
- [43] Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dental Materials* 18(2002), 246–54.
- [44] David J. Callaghan, Ashkan Vaziri, Hamid Nayeb-Hashemi. Effect of fiber volume fraction and length on the wear characteristics of glass fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials* 22(2006), 84–93.
- [45] Latta MA, Barkmeier WW, Wilwerding TM, Blake SM. Localized wear of compomer restorative materials. *Am J Dent* 14(2001), 238–40.
- [46] Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential counterspecimen materials for in vitro simulation wear testing. *Dental Materials* 18(2002), 246–54.
- [47] Jack L. Ferracane. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dental Materials* 22(2006), 689–692.
- [48] Ralph DeLong. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dental Materials* 22(2006), 702–711.
- [49] E. Sajewicz, Z.Kulesza. A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues. *Tribology International* 40(2007), 885–895.
- [50] J. Zheng, Z.R. Zhou. Effect of age on the friction and wear behaviors of human teeth. *Tribology International* 39(2006), 266–273.
- [51] J. Zeng, Y. Sato, C. Ohkubo. In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 94(2005), 453-457.
- [52] Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dental Materials* 10(1994), 269–274.
- [53] Turssi CP, Purquerio BM, Serra MC. Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods. *J Biomed Mater Res* 65(2003), 280–285.
- [54] C. P. Turssi, J. J. Faraoni, M. Menezes. Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. *Dental Materials* 22(2006), 77–83.

- [55] Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen HY. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite materials. *Dental Materials* 16(2000), 33–40.
- [56] Sarrett DC, Soderholm KJ, Batich CD. Water and abrasive effects on three-body wear of composites. *J Dent Res* 70(1991), 1074–1081.
- [57] Shabani M, Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. *J Prosthet Dent* 87(2002), 650–656.
- [58] Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. *J Dent Res* 77(1998), 1983–1990.
- [59] J. Jiang, M.M. Stack. Modelling sliding wear: From dry to wet environments. *Wear* 261(2006), 954–965.
- [60] B.M.A. Venhoven, A.J. Gee, A. Werner, C.L. Davidson, *Biomaterials* 17(1996), 735–740.
- [61] B.A. Venhoven, A.J. de Gee, A. Werner, C.L. Davidson, Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials* 17(1996), 735–740.
- [62] M.W. Beatty, M.L. Swartz, B.K. Moore, R.W. Philips, T.A. Roberts, *J. Biomed. Mater. Res.* 40(1998), 12–23.
- [63] Miyasaka T, Yoshida T. Effect of binary and ternary filler mixtures on the mechanical properties of composite resins. *Dental Materials* 19(2000), 229–44.
- [64] J.R. Condon, J.L. Ferracane, *Dental Materials* 12(1996), 218–226.
- [65] V. S. Nagarajan, S.Jahanmir, V. P. Thompson .In vitro contact wear of dental composites. *Dental Materials* 20(2004), 63–71.
- [66] Koczorowski R, Wloch S. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 81(1999)453–459.
- [67] David AK, Myles HED, John DJ. Programmed occlusal reconstruction in anticipation of tooth wear. *J Prosthet Dent.* 82(1999), 356–358.



[68] Li H, Zhou ZR. Wear behavior of human teeth in dry and artificial saliva conditions. *Wear* 294(2002), 980–984.

[69] Zheng J, Zhou ZR, Zhang J, Li H, Yu HY. On the friction and wear behavior of human tooth enamel and dentin. *Wear* 255(2003), 967–74.

## CHAPITRE III

### FATIGUE DES MATERIAUX DENTAIRES

#### 3.1 Introduction:

La fatigue est la modification des propriétés des matériaux consécutive à l'application d'un cycle d'effort dont la répétition peut conduire à la rupture des pièces constituées avec ces matériaux.

En mécanique, la notion de fatigue désigne une rupture des matériaux soumis à une sollicitation cyclique. Ce terme fait intervenir la notion de durée de vie d'un matériau sous un type de sollicitation cyclique donné.

La fatigue altère les propriétés physiques et mécaniques des matériaux et abrège sa durée de service. Elle entraîne la rupture brutale et parfois la destruction complète de l'ensemble présentant un caractère de gravité comparable à celui des ruptures fragiles.

La propagation de la fissuration sous chargement périodique reste un des domaines les plus délicates de la fatigue. L'établissement des lois de fissuration fait appel depuis une vingtaine d'année à la mécanique linéaire de la rupture.

L'étude du comportement de la propagation des fissures de fatigue par cycle de chargement considèrent les principaux paramètres mécaniques qui gouvernent la fissuration par fatigue quelque soit le mode de sollicitation adopté.

#### 3.2 Les facteurs de la fatigue:

La fatigue des structures est influencée par certains facteurs dont:

- a- La forme des pièces : les angles vifs, la courbure des entailles sont défavorables

b- Les dimensions des pièces : la limite de la fatigue est d'autant plus grande que l'éprouvette est plus petite, ce qui peut s'expliquer par une probabilité moins importante de défaut que dans une pièce assez grande.

c- L'état de surface : il peut y avoir une diminution de la fatigue atteignant jusqu'à 12% en passant d'une surface polie à une surface brute.

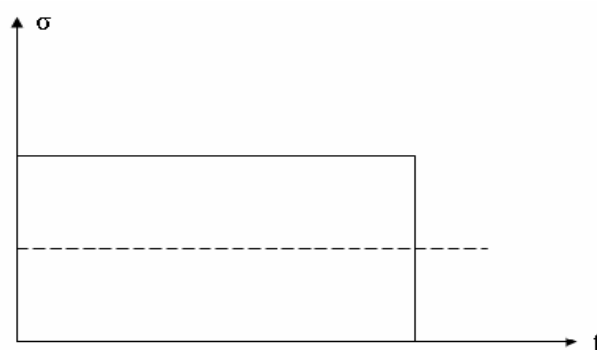
d- Les contraintes internes : le refroidissant rapidement des différents corps chauds a un effet significatif sur la limite de fatigue.

e- La fréquence des efforts : les résultats de la fatigue sont fonction de la fréquence des charges appliquées.

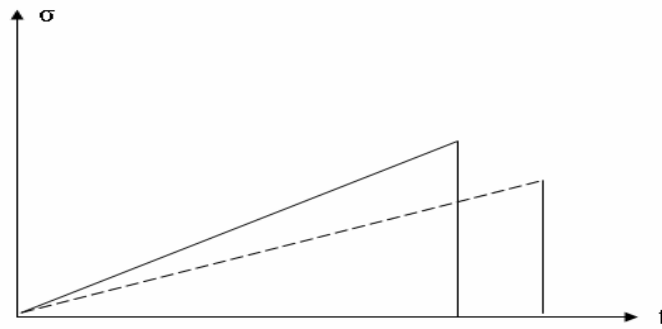
f- L'effort subi intérieurement : le chargement, par exemple, des éprouvettes très légèrement au dessous de leur limite d'endurance supporte un nombre beaucoup plus grand de cycle qu'avec une charge supérieure à la limite d'endurance qu'elle avait auparavant.

g- L'influence du milieu où baigne l'éprouvette: les milieux successibles d'attaquer chimiquement l'éprouvette accélèrent de façon importante la rupture par fatigue et même les milieux neutres avaient une influence marquée.

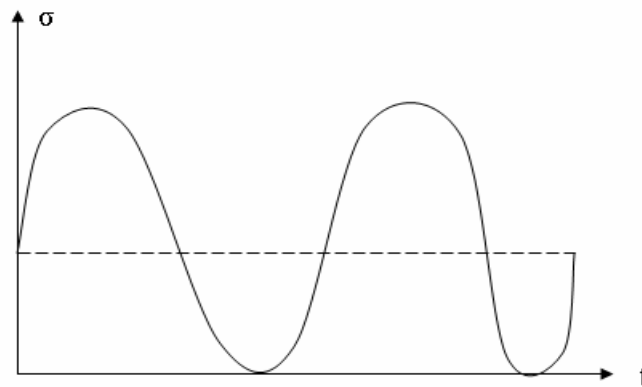
Les phénomènes de fatigue sont dus à la contrainte à laquelle est soumis l'échantillon (figure 3.1). Cette contrainte peut ne pas être homogène et dans certaines parties des pièces les déformations seraient élastiques et plastiques.



Fatigue statique.



Fatigue dynamique.



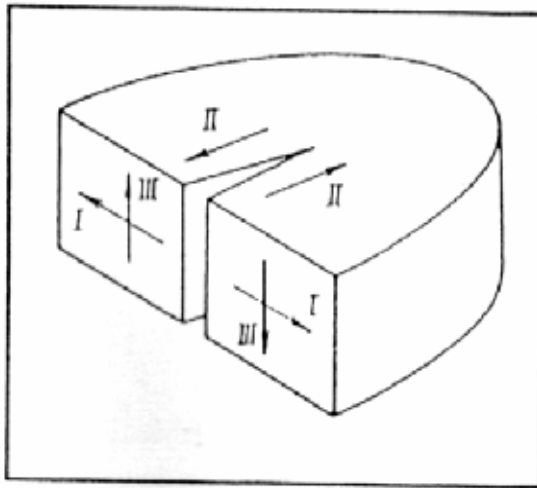
Fatigue cyclique.

Figure 3.1 : Représentation schématique des différents types de fatigue.

### 3.3 Les fissurations par fatigue par la mécanique linéaire de rupture:

La mécanique linéaire de la rupture s'applique aux matériaux fragiles se comportant de manière élastique jusqu'à la rupture sur des matériaux présentant une certaine plasticité limitée au front de la fissure.

Il existe trois modes de rupture (I- traction, II- cisaillement, III-torsion), mais le mode I est considéré comme le plus dangereux et le plus fréquemment rencontré dans le cas des matériaux fragiles.



Mode I : Ouverture par traction  
 Mode II : Ouverture par glissement droit  
 (cisaillement)  
 Mode III : Ouverture par glissement vis  
 (torsion)

Figure 3.2 : Représentation schématique des différents modes d'ouverture de la fente.

**3.3.1 L'évolution de la longueur de fissure en fonction de nombre de cycle:**

La vie totale d'une structure est définie si l'amorçage est effectuée en mode 1 de chargement et de propagation par :

$$N_t = N_o + N_I + N_p$$

$N_t$ : la vie totale

$N_o$ : nombre de cycle à l'amorçage

$N_I$ : nombre de cycle de pré-fissuration

$N_p$ : vie prédite par la propagation pour un rapport  $\lambda$  qui est exprimé par :

$$(\lambda = \sigma_{min} / \sigma_{max})$$

**3.3.2 La courbe de la propagation des fissures [1]:**

L'interprétation de la courbe de dommage repose sur l'existence d'une taille critique des fissures qui dépend de la contrainte maximale des cycles et au dessus de laquelle leur propagation serait irréversible (endommagement) et conduirait à la rupture.

La propagation des fissures au cours de la fatigue lorsqu'elles débouchent en surface sont observables à partir d'une longueur de 0.1 mm.

La façon la plus simple de représenter la progression des fissures est de rapporter leur profondeur en fonction du nombre de cycles subis par l'éprouvette d'essai. Le nombre de cycles  $N$  pouvant être très élevé (quelques millions de cycles), on utilise l'échelle logarithmique pour le représenter. La figure 3.3 représente schématiquement ce type de courbe, où trois éprouvettes contenant une fissure de longueur initiale  $a_i$ , supposée la même pour les trois essais, sont soumises à trois contraintes alternées différentes; la contrainte la plus élevée conduit naturellement à la durée de vie la plus faible.

Ces courbes indiquent l'importance relative des différentes étapes, amorçage et propagation qui dépendent de l'amplitude de la contrainte maximale. La différence de comportement est à rechercher dans les mécanismes mis en jeu pour provoquer l'apparition de microfissures.

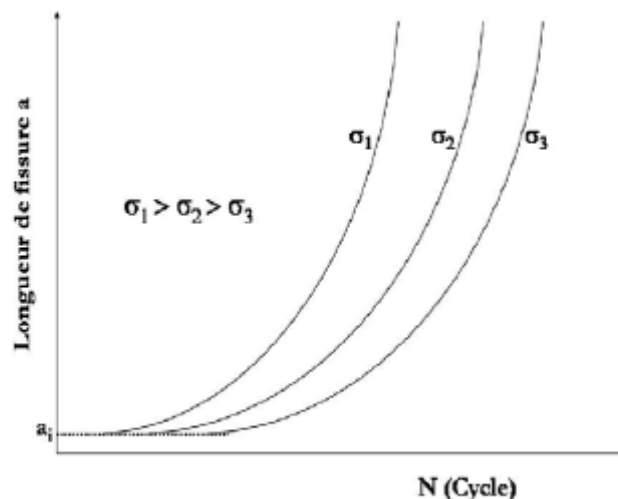


Figure 3.3: Longueur des fissures en fonction du nombre de cycles [1].

La longueur de la fissure en fonction du nombre de cycles peut être rapportée avec le traçage de la courbe de fissuration de l'éprouvette ou de la pièce considérée soumise à la contrainte périodique maximale aux différents stades:

- stade de croissance rapide des fissures
- stade de progression plus lente de la fissure en surface dont la durée dépend de l'amplitude de la contrainte
- stade de progression rapide qui précède de peu la rupture finale brutale.

### 3.3.3 La courbe de Wöhler:

La courbe de Wöhler est appelée courbe S-N (Stress - Number of cycles) dans les pays anglo-saxons. Universellement connue, la courbe de Wöhler est la plus ancienne et la seule qui permet de visualiser la tenue de la pièce ou des matériaux dans le domaine de fatigue. Elle définit une relation entre la contrainte appliquée  $\sigma$  (parfois notée S) et le nombre de cycles à la rupture N. Elle décrit généralement l'endurance des matériaux soumis à une sollicitation cyclique. Cette courbe présente l'évolution de la durée de vie d'une pièce en fonction de l'amplitude de la variation de la contrainte. En pratique, la courbe de Wöhler est généralement donnée pour une probabilité de rupture  $p = 0.5$ .

Pour la tracer, on réalise généralement des essais simples qui consistent à soumettre chaque éprouvette à des cycles d'efforts périodiques, d'amplitude de chargement constante fluctuant autour d'une valeur moyenne fixée, et à noter le nombre de cycles au bout duquel l'amorçage d'une fissure est observé, appelé ici, nombre de cycles à rupture. Pour plus de commodité, ce nombre est reporté en abscisse sur une échelle logarithmique, et l'amplitude de contrainte  $\sigma_a$  est reportée en ordonnée sur une échelle linéaire. Ainsi, à chaque pièce essayée, correspond donc un point du plan (N,  $\sigma$ ) et à partir d'un certain nombre d'essais à contrainte généralement décroissante, on peut établir la courbe de Wöhler.

Les diagrammes de Wöhler permettent d'identifier trois principaux domaines d'endurance des matériaux illustrés sur le graphique de la figure 3.4 [2].

· Le domaine de la fatigue oligocyclique dans lequel les matériaux sont endommagés après un nombre de cycles restreint. De manière générale, ce domaine de fatigue à faible nombre de cycles désigne les essais où les échantillons sont endommagés à moins de  $10^5$  cycles. La rupture survient après un très petit nombre de cycles variant généralement de  $\frac{1}{4}$  de cycle à environ  $10^4$  à  $10^5$  cycles.

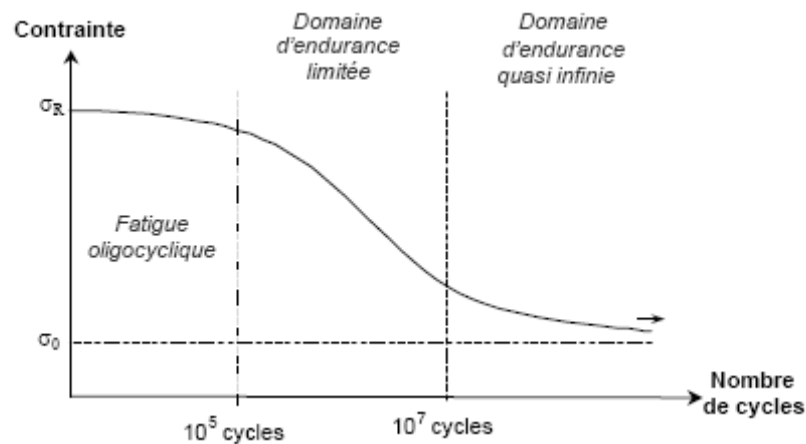


Figure 3.4: Trois domaines d'endurance des matériaux – Diagramme de Wöhler

Ce domaine désigne principalement des sollicitations supérieures à la limite d'élasticité du matériau. Dans cette zone, on observe très rapidement une déformation plastique importante suivie d'une rupture de l'éprouvette. L'endommagement des éprouvettes est lié à une fragilisation des échantillons suite à des écrouissages successifs.

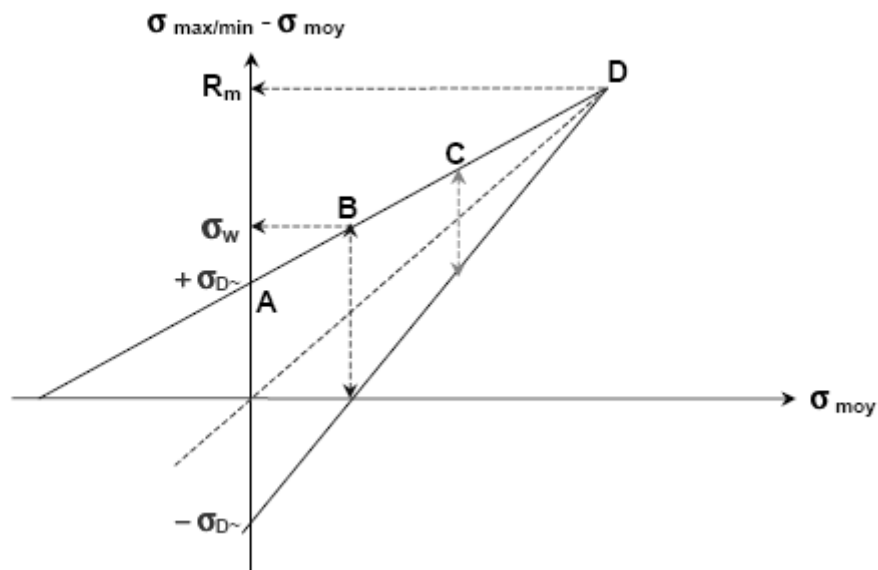
- Le domaine d'endurance limitée désigne généralement la plage de contraintes autour de laquelle la durée de vie des échantillons varie de 10<sup>5</sup> à 10<sup>7</sup> cycles. La rupture est atteinte après ce nombre limité de cycles, nombre qui croît lorsque la contrainte décroît. Dans ce domaine, la fragilisation du matériau et la croissance des fissures sont influencées par la concentration des contraintes autour des défauts de volume, des criques, précipités, impuretés.

- Le domaine d'endurance quasi infinie désigne les essais de plus de 10<sup>7</sup> cycles. A ce niveau, la concentration de contraintes au voisinage des défauts de volume n'est pas suffisante pour permettre la croissance des microfissures et ce domaine est généralement représenté par une droite horizontale à une contrainte critique σ<sub>D</sub>. La notion de fatigue gigacyclique, où fatigue à très grand nombre de cycles, désigne les essais dépassant 10<sup>8</sup> cycles.

L'étude de ce domaine est difficile en raison de la durée des essais et son étude est relativement récente. La rupture des matériaux est à ce niveau initiée par des défauts volumiques microscopiques (ex: défauts cristallins) [3].



Les courbes de fatigue de Wöhler sont généralement complétées par des diagrammes de Goodman-Smith qui présentent pour un nombre de cycles à rupture donné, l'évolution de l'amplitude de variation de la contrainte en fonction de la contrainte moyenne [4]. Les schémas de la figure suivante présentent un diagramme de Goodman-Smith – Figure 35 a – associé à une courbe de Wöhler – Figure 35 b.



a- Diagramme de Goodman-Smith

A : rupture en contraintes alternées  $\pm \sigma_{D\sim}$

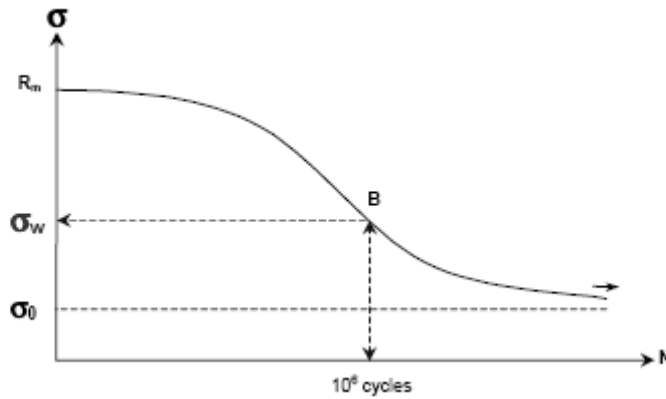
B : rupture en contraintes répétées  $0 - \sigma_w$

C : rupture en contraintes ondulées, avec une précontrainte  $\sigma_{moy}$ , et une variation maximale de contrainte  $\sigma_{max} - \sigma_{moy}$ .

D : rupture avec une variation de contrainte nulle, équivalente à la résistance à rupture  $R_m$ .

Sur le diagramme de Goodman-Smith de la figure 35 a, le point D correspond à la résistance à rupture du matériau.

Aussi, une surcharge temporaire peut conduire à dépasser localement la charge de rupture des matériaux et produire un endommagement irréversible sous forme d'une fissure, qui pourra se propager ensuite.



b- Courbe de Wöhler

Figure 3.5: Diagramme de Goodman-Smith et courbe de Wöhler

L'effet d'entaille est l'effet de la concentration de contrainte que la fissure provoque à son extrémité sous une contrainte moyenne et qui ne conduit pas à la rupture.

Inversement, si le matériau est soumis à des contraintes périodiques inférieures à sa limite d'endurance, il peut y avoir localement de microdéformations plastiques qui relâchent les concentrations de contraintes le rendant apte à supporter des contraintes plus élevées.

### 3.3.4 Les contraintes résiduelles:

Les contraintes résiduelles ont été définies comme étant des efforts qui existent dans la majeure partie d'un matériel sans application d'une charge extérieure (y compris pesanteur) ou de toute autre source d'effort, tel qu'un gradient thermique [5].

Quand une force est appliquée à une structure à laquelle un effort résiduel est déjà présent, tout l'effort produit peut dépasser les limitations de l'effort du matériau, entraînant la défaillance de la structure ou la rupture prématurée des liens adhésifs. Il est probable que l'effort résiduel sur les surfaces puisse également avoir comme conséquence une résistance

réduite à l'usure ou à la fissuration des surfaces. Ceci souligne l'importance de l'évaluation des contraintes résiduelles en prévoyant le mode de défaillance et la résistance d'un matériel à la propagation des fissures [6].

Comme déjà mentionné, le rétrécissement de polymérisation des restaurations en composites causent des contraintes résiduelles dans les dents reconstituées. Ces contraintes s'appellent résiduelles parce qu'après la cure de la dent reconstituée, elle est laissée sous un l'effort même lorsqu'il n'y a aucun chargement fonctionnel. La présence des contraintes résiduelles entraîne un changement de comportement de la dent restaurée, et peut affecter sa performance clinique.

### 3.3.5 L'aspect statistique de la rupture par fatigue:

La dispersion des résultats, inhérente à ce type d'essai, impose la réalisation de nombreux essais afin de pouvoir en déduire une endurance moyenne ou une distribution des probabilités de rupture en fonction de la charge appliquée et du nombre de cycles. La notion de probabilité de rupture se définit à un nombre de cycle donné et sous une sollicitation donnée par le nombre d'échantillons rompus sur le nombre d'échantillons testés.

Un modèle statistique semi-empirique est proposé par Weibull en 1949 [7]. Cette description de l'évolution de la probabilité de rupture est basée sur une loi de «maillon faible»: l'endurance d'un volume dépend de la présence d'éléments de volume présentant des défauts, comme des impuretés ou des trous. A partir d'une charge critique, la concentration de contraintes au voisinage du plus gros défaut de volume permet la propagation de fissures dans son voisinage. Ces fissures modifient localement la distribution des contraintes dans le matériau et leur croissance sera favorisée par la présence d'autres défauts dans le volume. La distribution de Weibull est décrite par la relation suivante:

$$P(F)=1-\exp\left\{-\left(\frac{F-F_0}{F_c-F_0}\right)^{m_w}\right\}$$

Avec:

P: Probabilité de rupture

F: Charge normale appliquée (N)

F<sub>0</sub>: Charge ultime, si F < F<sub>0</sub> la rupture est impossible. Par défaut F<sub>0</sub> = 0 (N)

F<sub>c</sub>: Charge critique, elle correspond à une probabilité de rupture de 63,2 % (N)

m<sub>w</sub>: Module de Weibull (sans unité)

Le module de Weibull est représentatif de la distribution des résultats expérimentaux.

Un module plus faible correspond à une dispersion plus importante. A titre indicatif,  $m_w = 39$  pour un acier à outil et  $m_w = 15$  à  $20$  pour des céramiques [7].

Afin de déterminer la charge ultime, la charge critique et le module de Weibull d'un matériau, de nombreux essais doivent être réalisés de manière à ce que la notion de probabilité de rupture ait un sens statistique.

Si en mécanique, la loi de distribution de Weibull est généralement utilisée pour décrire à un nombre de cycles donné l'évolution de la probabilité de rupture en fonction de la contrainte, elle est également applicable pour décrire à contrainte constante l'évolution de la probabilité de rupture en fonction du nombre de cycles. Dans ce cas, la probabilité de rupture à charge constante s'écrit:

$$P(N)=1-\exp\left[-\left(\frac{N-N_0}{N_c-N_0}\right)^{m_w}\right]$$

Avec:

$P(N)$ : Probabilité de rupture en fonction du nombre de cycles

$N$ : Nombre de cycles effectués

$N_0$ : Nombre de cycles ultime, si  $N < N_0$  la rupture est impossible.

$N_c$ : Nombre de cycles critique, correspondant à une probabilité de rupture de 63,2 % quelle que soit la valeur du module de Weibull  $m_w$ .

### 3.3.6 Le dommage en fatigue et l'effet d'interaction:

La croissance des fissures de fatigue sous chargement d'amplitude variable peut être étudiée, par la sommation des accroissements de longueur de fissure  $\Delta a_i$  dans chaque cycle de chargement.

$$a_n = a_0 + \sum \Delta a_i$$

$a_0$ : la longueur initiale de fissure

$a_n$ : la longueur après  $n$  cycles

$a_i$ : l'accroissement de longueur de fissure provoqué par le cycle  $i$

L'accroissement de la longueur de fissure  $\Delta a_i$  dans un cycle donné dépend de :

- la géométrie de la fissure existante après le cycle  $i$
- l'état du matériau à la pointe de la fissure
- les conditions de chargement.

### **3.3.7 Les mécanisme de la fatigue:**

Selon le type de sollicitation, les structures se brisent par:

les efforts axiaux, la flexion plane, la flexion rotative, la torsion, la torsion et la traction (ou flexion) alternée...

### **3.4 Le mécanisme de contrôle de fracture de la jonction dentine-émail JDE:**

Les dents naturelles ayant des structures hiérarchiquement organisées se composent de l'émail et de la dentine. L'émail rigide, dur, fragile fournit une surface résistante à l'usure et à l'acidité des aliments. Contrairement à l'émail, la dentine est tendre, flexible, peut absorber l'énergie et résister à la fracture. Ainsi, le succès des dents dépend de l'union durable de ces différents tissus par la jonction dentine-émail JDE [8].

Cependant, les interfaces entre les différents matériaux concentrent habituellement les efforts et souvent se délaminent. La JDE transfère les charges appliquées à partir de l'émail à la dentine durant la durée de vie humaine de mastication, des activités parafonctionnelles et des charges d'impact occasionnelles. L'émail sépare rarement la dentine. En outre, les fissures de l'émail habituellement ne continuent pas à se propager au delà de la JDE dans la dentine et à travers la dent entière [8].

Aussi, les restaurations artificielles échouent typiquement, soit par l'invasion bactérienne dans cette interface ayant pour résultat la carie, ou par défaillance de la structure brute ayant pour résultat le délogement de la restauration artificielle [9].

Les mécanismes utilisés pour réduire la propagation des fissures dans les matériaux sont: la déviation des fissures, la déformation localisée, utilisation des fibres, grains ou d'autres discontinuités, des changements localisés du module élastique ou la microstructure, et

l'émoussement des fissures [10]. Telles stratégies résultent des dommages localisés limités plutôt que l'échec catastrophique total immédiat de la structure entière. Certains de ces mécanismes peuvent être liés au comportement de l'émail et de la dentine dans la zone de la JDE [11].

Une étude a été faite par White et autres [12] pour identifier les mécanismes de défaillance et examiner la rupture de la zone JDE humaine où deux indentations ont été produites l'une centrée du côté de l'émail et l'autre centrée du côté de la dentine (figure 3.6). Plusieurs modes de défaillance distincts ont été constatés.

Bien que la JDE soit en grande partie intacte, l'émail entre l'indentation et la JDE est fortement endommagé avec beaucoup de fissures (a-e), seulement une fissure croise diagonalement la JDE dans la dentine (d). Pour l'autre indentation (B), bien que JDE soit en grande partie intacte, des branchements de fissures parcourent l'émail (f, g) et une petite fissure est induite dans la dentine (h). Dans la jonction dentine-émail, l'empreinte d'indentation a été déformée plastiquement, mais sans décollement apparent (i). Dans la micrographie C, la fissure dans l'émail est proche et parallèle à DEJ mais ne s'implique pas dans la JDE (j). Pour la micrographie D, une série de fissures interrompue où des déchirures partielles dans la dentine sont proches et légèrement obliques à la JDE mais ne s'impliquent pas dans la JDE (k). Des fissures interrompues dans la dentine semblent être influencées par l'organisation tubulaire de la dentine.

Le dommage, dans la région de l'émail, est le mécanisme dominant de défaillance pour tous les endroits d'impression ; les secteurs localisés du décollement de JDE sont produits, tandis que la fracture de la dentine était rare.

Donc la JDE n'a pas subi une delamination (le décollement) catastrophique interfaciale, mais des dommages ont été répartis plutôt sur une large zone. Le mode primaire de dommages a impliqué des fissures et une dispersion de dommages dans la première zone spécifiée de l'émail près de la JDE. Autre mécanisme de défaillance c'est l'apparition de courtes microfissures dans la JDE adjacentes à la dentine avec des relais possibles de fissures, aussi bien qu'il y a une déformation plastique de la JDE sans delamination (décollement).

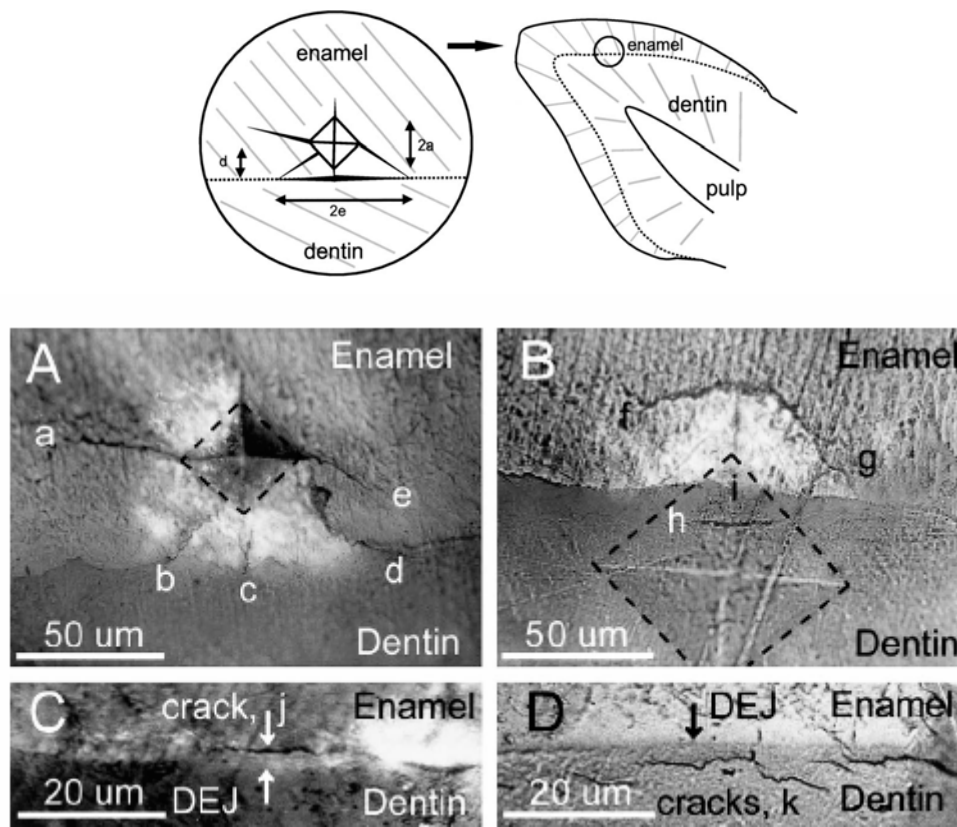


Figure 3.6: Les micrographies de la zone de la jonction dentine-émail «DEJ » après indentation. A indentation centrée du côté de l'émail. B indentation centrée du côté de la dentine.

### 3.5 La fatigue cyclique dans l'eau des composites et céramique des bridges dentaires:

Pendant la mastication, des matériaux dentaires appliqués en dentisterie peuvent montrer une croissance de la fissure sous-critique significative due au haut chargement cyclique dans l'environnement aqueux produit dans la bouche. En général, la nature fragile et la faible fiabilité des matériaux en céramique exige une analyse complète du comportement thermomécanique et de la fatigue des restaurations en céramique afin de garantir des bridges et des couronnes durables.

Des études étendues ont été effectuées par Lawn et autres [13] sur les propriétés mécaniques et de la fatigue de la céramique dentaire dans des conditions de charge typiques d'usure et de contact appliqués aux couronnes. Puisque les matériaux en céramique sont très susceptibles à l'échec sous un chargement de tension, les bridges tout-en céramique exigent des propriétés mécaniques bien plus rigoureuses que ceux requis pour les couronnes dentaires. Plusieurs

auteurs ont récemment étudié la résistance mécanique et la capacité de chargement des bridges tout-en céramique [14].

Outre la haute résistance mécanique initiale, un aspect principal qui doit être considéré en employant la céramique est leur susceptibilité aux phénomènes de la croissance de la fissure sous-critique. En général, la progression de la fissure sous-critique des matériaux en céramique est causée par la rupture, aidé par l'eau, des liens à l'oxyde métallique au bout de la fissure sous l'effort appliqué [15]. La propagation de la fissure réduit la résistance du composant en céramique, menant à la défaillance aux conditions d'effort auxquels aucune rupture ne serait prévue. Dans le cas de la céramique, le chargement cyclique, aidée par l'eau, augmente la propagation des fissures sous-critique, due à la dégradation des mécanismes de renforcement du matériau.

Le comportement sous-critique de progression de la fissure des matériaux en céramique sous le chargement cyclique peut être décrit par l'équation suivante de loi puissance [16]:

$$v = A \Delta K_I^n = A(1 - R)^n K_{I,max}^n = A^* K_{I,max}^n$$

où  $v$  est la vitesse de la fissure,  $\Delta K_I$  l'amplitude du facteur d'intensité de l'effort appliqué,  $K_{I,max}$  et  $K_{I,min}$  sont les facteurs maximum et minimum d'intensité de l'effort,  $R$  le rapport d'effort  $K_{I,min}/K_{I,max}$ ,  $A$  et  $n$  sont les paramètres sous-critiques de la croissance de la fissure pour le chargement cyclique.

Le milieu aqueux de la bouche et le chargement cyclique pendant la mastication sont évidemment des conditions très favorables pour la propagation des fissures sous-critique dans des restaurations en céramique. L'évaluation du comportement sous-critique de la progression de la fissure de la céramique dentaire dans de telles conditions est donc fortement souhaitable. Des études précédentes se sont concentrées sur les propriétés des matériaux de glaçage et du cadre (framework) des bridges séparément, fournissant des informations valables sur les paramètres de la progression de la fissure des différents composants de la restauration dentaire [17]. Cependant, l'évaluation de la vie d'une prothèse dentaire exige également la connaissance du comportement sous-critique de la progression de la fissure des matériaux de glaçage et du cadre une fois réunie ensemble dans le produit final. Les investigations sur le composé cadre-couche de glaçage peuvent donner des informations importantes sur la distribution des efforts, le mode de défaillance, l'origine des fissures, la liaison interfaciale et les contraintes thermiques, qui ne peuvent pas être évalués séparément.



Dans des restaurations dentaires, la propagation des fissures sous-critiques dans la couche de revêtement est augmentée par le contact direct de ce matériau avec l'environnement aqueux de la bouche. Le chargement cyclique, d'autre part, n'est pas supposé favoriser la progression de la fissure de la couche de revêtement due à la nature vitreuse et non-durcie de ce matériau. En revanche, le noyau durci du cadre est plus susceptible à renforcer les mécanismes de dégradation de durcissement provoqués par le chargement cyclique [18].

Des essais fatigue [16] ont été effectués en soumettant les échantillons à une charge cyclique sinusoïdale et en enregistrant le temps requis pour la rupture du spécimen. Le chargement cyclique a été appliqué en mode alternatif à une fréquence de 10 hertz avec le rapport  $R=\sigma_{\max}/\sigma_{\min}=-1$ , pour garder un effort constant de maximum/minimum sur la surface de revêtement.

Les expériences de fatigue ont été exécutées en appliquant une charge de flexion cyclique avec un effort maximum fixé à la surface du revêtement.

Et les résultats indiquent que la propagation des fissures sous-critiques, dans des conditions semblables que ceux produites dans la bouche, mène à la rupture de la couche de revêtement avant la rupture du matériau de la structure du noyau.

La rupture des composés revêtus, dans des conditions de charges rapides, a été initiée à partir des fissures normales sur la couche de glaçage lesquelles sont propagé vers l'interface cadre-couche, comme discuté dans une précédente recherche [19].

La figure 3.7 montre l'effort exigé pour la propagation de fissure à partir de la couche de placage estimée à partir des calculs [19].

Le comportement sous-critique de la vitesse de propagation de la fissure de trois matériaux de glaçage est comparé dans la figure 3.8 à celles obtenues par l'hydroxyapatite pure et une autre porcelaine feldspathique [20].

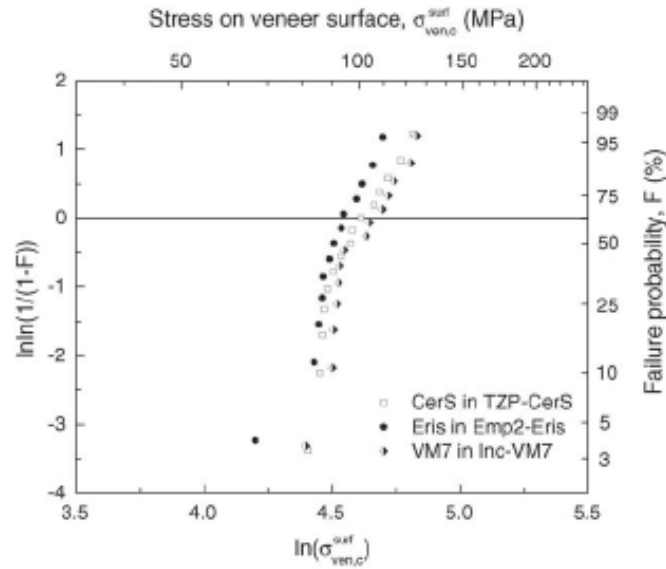


Figure 3.7: Distribution de Weibull pour la résistance inerte de la couche de revêtement des composés cadre–couche.

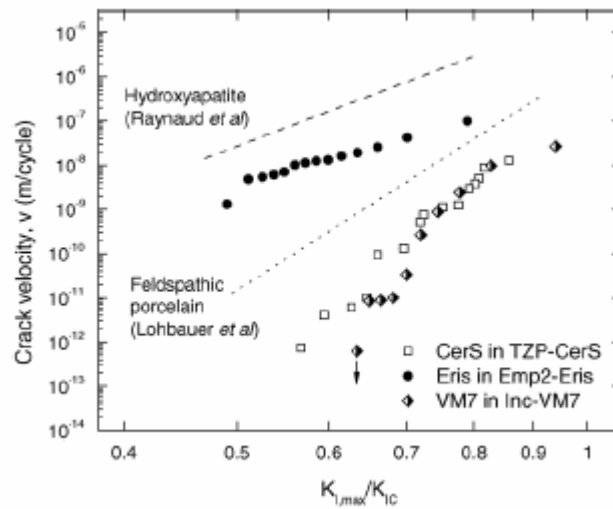


Figure 3.8: Vitesse de la propagation de la fissure sous-critique de quelques matériaux de revêtement

La progression de la fissure et les paramètres sous-critiques de Weibull des trois vernis a permis d'estimer leur durée de vie dans différentes conditions de chargement, comme montré dans la figure 3.9 pour une probabilité rupture de 5% [21].

Le diagramme de vie montré dans la figure 3.9 a été employé pour établir des directives pour le choix des matériaux de glaçage et pour la conception des bridges dentaires. Selon ce graphique, afin de prolonger la vie de la couche de glaçage à plus de 20 ans pour une probabilité de survie de 95% (risque de 5% d'échec), le niveau d'effort sur la surface de plaçage ne devrait pas excéder respectivement 15, 40 et 43 MPa pour l'Eris, le CerS et le VM7.

L'axe supérieur affiche la durée de vie attendue pour la couche du revêtement sous les conditions humides de la bouche, en supposant une fréquence de la mastication de 1400 cycles/jour. Les flèches indiquent la contrainte maximale qui peut être appliquée aux différentes matières du revêtement afin d'accomplir une vie minimum de 20 années sous un risque de rupture de 5%.

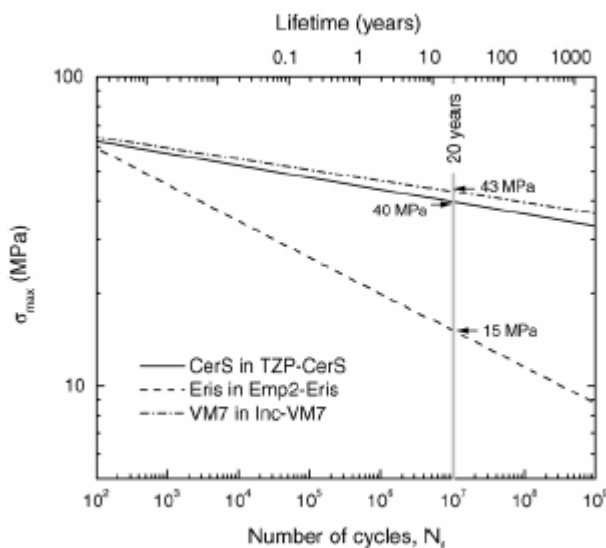


Figure 3.9: Nombre des cycles de rupture de la couche du revêtement pour des différentes contraintes sous des conditions de chargement cycliques et humides.

### 3.6 Le comportement fatigue en flexion des résines composites:

Dans les dernières décennies, des matériaux de restauration modernes, aux propriétés mécaniques semblables aux amalgames, ont été développés avec une excellente esthétique et biocompatibilité.

Des ruptures de fatigue, après des années d'utilisation en clinique, sont avérées une raison commune d'échec. Les dommages des restaurations comme le volume où les ruptures marginales ont été fréquemment rapportées [22]. Par conséquent, les propriétés mécaniques sous les charges de mastication et surtout la résistance à la fatigue sont importantes. Les dommages dans les restaurations dentaires sont influencés par l'attaque corrosive de l'eau à une certaine température (37°C) et par les forces cycliques de mastication. Les approches contemporaines de la fatigue divisent le processus de la fracture en trois phases : initiation de la fissure, croissance de la fissure lente, et fracture rapide [23].

La dernière phase est de très courte durée et ainsi la période de l'initiation de la fissure et de la progression de la fissure lente expliquent la résistance de fatigue utile d'un matériau.

L'initiation de la fissure se fait aux hétérogénéités comme les microfissures surfaciques ou sub-surfaciques, la porosité, les particules de remplissage, etc [23]. Le chargement cyclique peut conduire une fissure, appelée progression lente de la fissure. L'exposition additionnelle à l'eau cause une variété d'effets d'affaiblissement des résines composites: la dégradation de l'interface remplisseur-matrice et gonflement ou d'un effet viscoélastique sur la matrice lesquels accélèrent la progression de la fissure lente [24]. Par la considération du module  $m$  de Weibull, les matériaux de haute résistance avec un faible module  $m$  peuvent être plus mauvais que les matériaux de faible résistance avec moins de dispersion dans la résistance.

Selon le lien le plus faible, la résistance à la fracture des matériaux fragiles sera limitée près de la plus longue taille de la fissure dans le volume chargé. Par conséquent, une distribution des longueurs des fissures a comme conséquence une distribution de résistance qui est généralement décrite par la probabilité de rupture  $P(F\sigma_c)$  où

$$P_{F(\sigma_c)} = 1 - \exp\left[-\left(\frac{\sigma_c}{\sigma_0}\right)^m\right]$$

où  $\sigma_0$  est le paramètre d'échelle ( $P_{F(\sigma_c)} = 63.2\%$ ) et  $m$  est le module de Weibull [25].

Les données de résistance peuvent être évaluées (figure 3.10) selon cette distribution cumulative de Weibull en traçant la probabilité de rupture  $P_{F(\sigma_c)}$  en fonction de  $\sigma_c$  la résistance à la rupture:

$$\ln \ln \frac{1}{(1 - P_{F(\sigma_c)})} = m \ln \sigma_c - m \ln \sigma_0$$

Les matériaux avec des teneurs plus élevées en particules fines ont montré une tendance vers la résistance améliorée de fatigue. Par l'analyse fractographique, Htang et autres [26] ont mentionné que la propagation des fissures dans les résines composites dentaires est principalement déterminée par la matrice et son adhérence aux particules du remplisseur. Drummond [27] a indiqué que la propagation des fissures, dans les résines composites, est dépendante de la teneur de remplissage et de la distance interparticule selon que la propagation des fissures est autour ou à travers les particules. Ferracane et autres [28] ont discuté l'influence significative des agents de silanisation sur les propriétés mécaniques durant le stockage, à long terme, dans l'eau. Pour montrer s'il y a une corrélation ou pas des différents types de remplisseur et de la résistance de fatigue; les surfaces spécifiques, la forme des particules et l'espacement interparticule des remplisseurs pourraient être comparé [27]. Particulièrement quand un destructif comme la corrosion, provoquée par exposition de l'eau, affaiblit l'interface de remplisseur - matrice [24].

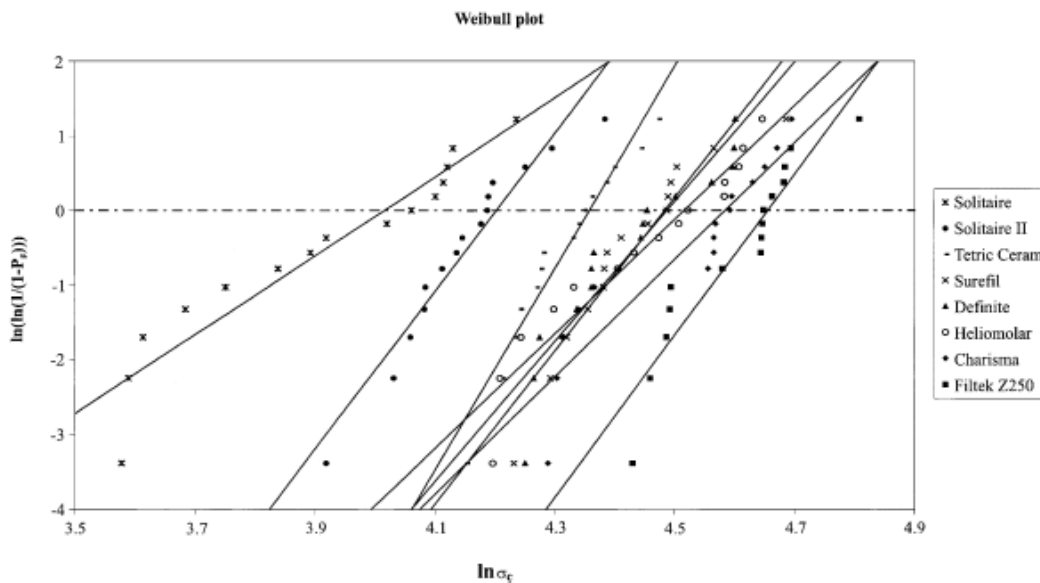


Figure 3.10. Courbes de Weibull de quelques résines composites.

Les surfaces de rupture de mesure de la résistance initiale aussi bien que ceux des spécimens fatigués ont été comparées afin de trouver des caractéristiques spécifiques concernant leur mécanisme de rupture [23]. La figure 3.11 montre une fracture de surface avec des modèles macroscopiques typiques d'une rupture rapide et inerte.

Les surfaces de fatigue précisent un modèle macroscopique tout à fait différent sur la figure 3.12.

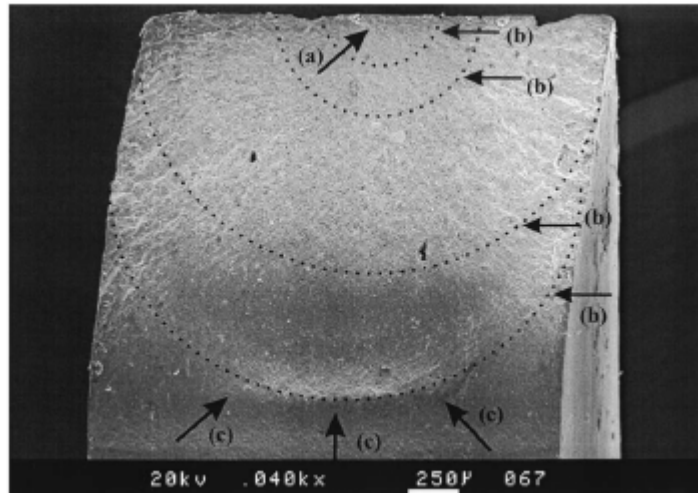


Figure 3.11: Surface avec des régions typiques de rupture rapide, les flèches indiquent l'origine des ruptures.

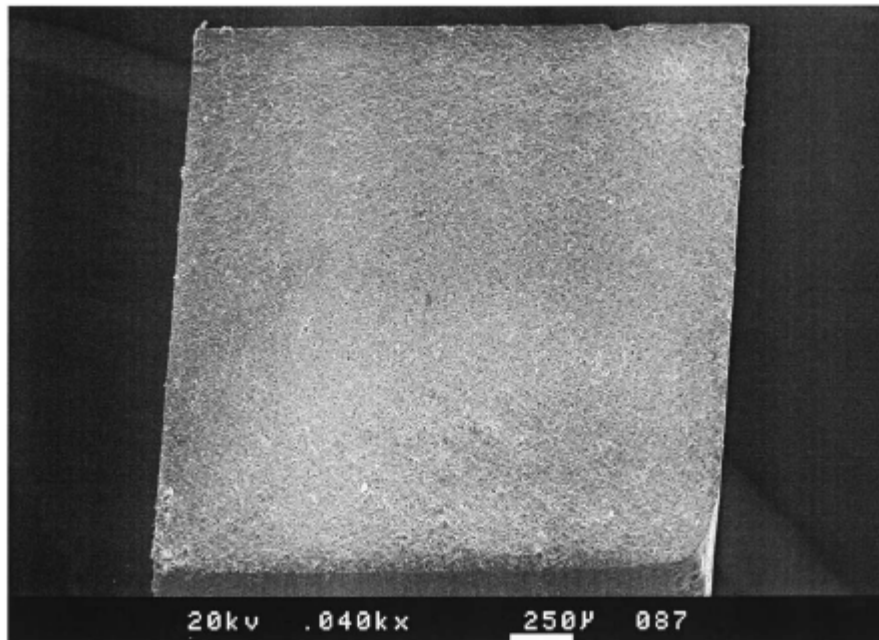


Figure 3.12: Surface typique de rupture d'une rupture de fatigue.

### **3.7 La comparaison de la croissance de la fissure de fatigue dans les interfaces résines composites/dentine:**

L'évaluation de la résistance de collage entre la dentine et la résine composite est devenue une importance considérable.

Néanmoins, il y a eu quelques questions concernant la pertinence clinique de ces types d'évaluations, l'interface est soumise au chargement cyclique dans l'environnement oral plutôt qu'au chargement quasistatique à l'échec. En outre, les méthodes employées ont limité la sensibilité aux défauts microscopiques qui peuvent être présents à l'interface collée.

Basé sur le potentiel des défauts à l'interface collée, quelques études ont adopté une approche de mécanique de la rupture pour quantifier la résistance apparente de la rupture d'interface [29]. L'importance du chargement cyclique de l'interface sur la durabilité de la résistance de collage et les fissures à l'interface ont été récemment considérées [30]. En général, ces études ont prouvé que le chargement cyclique diminue la résistance de collage et augmente le potentiel de la fissure marginale. Le chargement cyclique peut favoriser la fatigue et permettre à des défauts microscopiques et autres irrégularités d'interface de se fusionner sous forme d'un défaut macroscopique [31]. De plus grands défauts inhérents peuvent également exister en raison des procédures de la liaison (collage), ou se développer avec le vieillissement des

matériaux de restaurations. Ainsi, les échecs d'interface peuvent se produire par un processus qui est assisté par la croissance des fissures de fatigue. Tandis que l'importance de la croissance des fissures de fatigue dans la défaillance des joints adhésifs entre les différents matériaux a suscité l'attention considérable d'autres domaines [32], sa contribution potentielle dans l'échec de l'interface collée dans les restaurations dentaires a été peu rapportée.

Des propriétés de croissance des fissures de fatigue de l'interface adhésive dentine/résine ont été évaluées en utilisant une géométrie modifiée de spécimen de CT (Compact Tension) se composant d'une section de dentine humaine collée sur une résine composite [33].

Pour cela un mode d'ouverture de fatigue (mode I) a été appliqué sous une fréquence de 5Hz et un rapport d'effort de  $R = 0.1$ .

La croissance de fissures de fatigue des spécimens CT a été modélisée selon la loi de Paris [34] où la progression de la fissure par accroissement ( $da$ ) et nombre de cycles ( $dN$ ) est décrit en termes de gamme d'intensité d'effort ( $\Delta K$ ) selon:

$$\frac{da}{dN} = C(\Delta K)^m$$

où  $C$  et  $m$  sont respectivement le coefficient et l'exposant de la croissance de fissures de fatigue.

Des résultats des expériences ont été utilisés en construisant la courbe de variation du taux de croissance de fissures de fatigue ( $da/dN$ ) en fonction de  $\Delta K$  pour chaque spécimen où les réponses de la croissance de fissure de fatigue correspondant à la croissance d'état d'équilibre (loi de Paris) sont montrées dans la figure 3.13 [33].

La croissance de fissures de fatigue et la rupture des spécimens collés à l'interface dentine/résine se sont produites principalement dans la résine adhésive et à l'interface dentine/résine adhésive (figure 3.14). Les spécimens ont montré une combinaison d'échec cohésif dans la résine adhésive et d'échec le long de l'adhésif à l'interface résine/dentine [33].



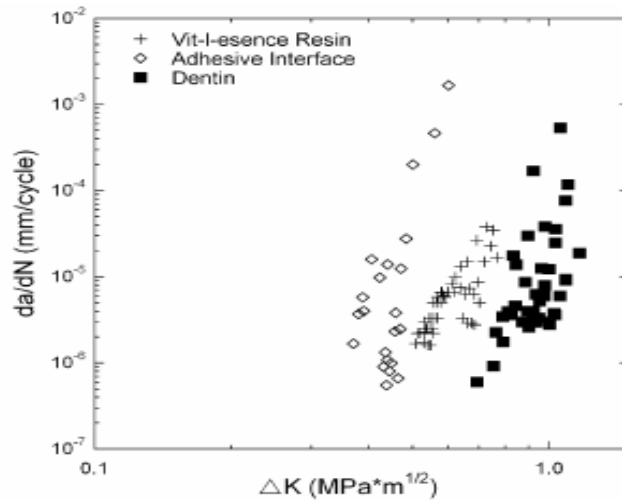


Figure 3.13: Réponses de la croissance de fissures de fatigue pour l'interface résine composite / dentine collés.

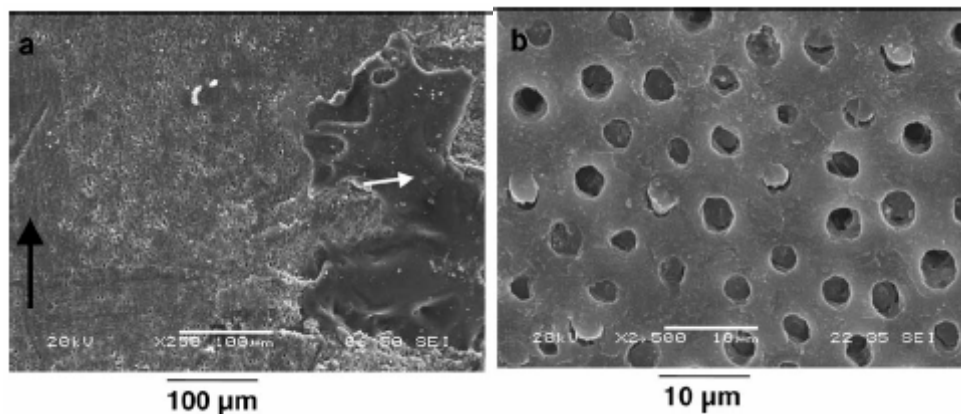


Figure 3.14: Micrographies de la fracture à l'interface dentine/résine composite  
 a) Région choisie accentuant la rupture dans la résine adhésive (flèche blanche) et à l'interface de l'adhésif résine/dentine.  
 (b) Plaques rompues de résine dans les tubules de la dentine.

### 3.8 La modélisation du comportement de fracture dans les biomatériaux:

Une des causes les plus fréquentes de la dégradation et l'échec des biomatériaux quasi-fragiles est la rupture où les données expérimentales et cliniques prouvent que la rupture est l'une des causes les plus fréquentes de la dégradation et de l'échec de tels matériaux. La défaillance mécanique, même si elle n'est pas catastrophique, est d'importance particulière dans le secteur des matériaux dentaires, car il y a beaucoup de situations cliniques où l'environnement buccal favorise la croissance de tels défauts.

Durant les dernières décennies, les chercheurs en biomatériaux ont développé un certain nombre de modèles numériques, mais seulement avec l'incorporation limitée des phénomènes d'échec de fragiles.

Quand plusieurs biomatériaux sont chargés au delà de leur résistance maximum, elles accumulent des dommages inhérents (microfissures) avant que la rupture macroscopique apparaisse [35]. En conséquence, la localisation de ces microfissures dans "la bande des fissures" se produit orthogonalement à la direction principale de contraintes de tension. L'accumulation des dommages abaisse les propriétés mécaniques du matériau et par conséquent le phénomène "déformation douce" est décrit en termes de réduction de la contrainte principale avec l'augmentation de la déformation principale correspondante (figure 3.15) [36].

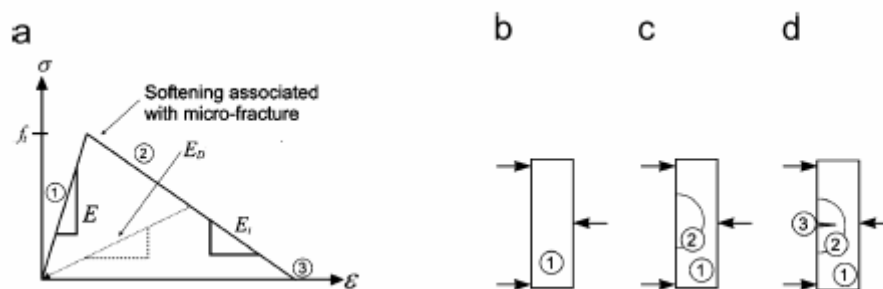


Figure 3.15: Réponse de la contrainte-déformation pour un matériau montrant la déformation douce (a); la réponse élastique (b), l'adoucissement au début de dégât (c) et l'initiation de la fissure (d).

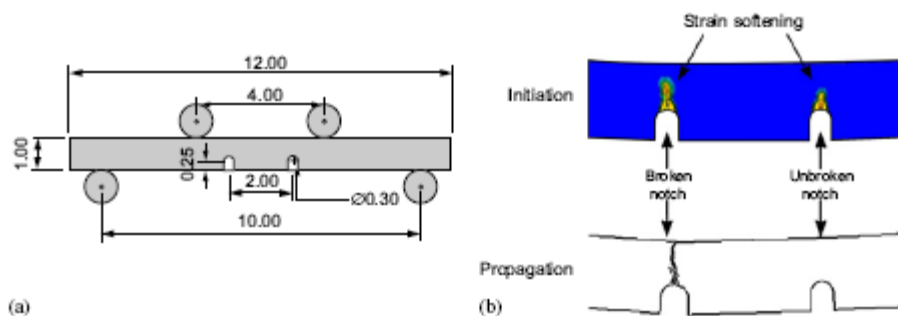
Sur cette figure est représentée la courbe contrainte-déformation pour un matériau montrant la déformation douce (a) où trois étapes de chargement et d'échec sont montrées: (1) élastique, (2) déformation douce et (3) fente. Aussi une représentation schématique du matériau de déformation douce en flexion 3 points illustre ces trois étapes: la réponse élastique, l'adoucissement au début de dégât et l'initiation de la fissure.

De divers modèles incorporant " la déformation douce " ont été présentés, souvent sous forme de règles d'évolution de dommages [37].

### 3.8.1 La rupture de la dentine:

Pour la rupture de la dentine, Nalla et autres [38] ont montré, en utilisant des barres de dentine double-entaillées, que la présence des tubules dans la dentine n'a pas sensiblement affecté le processus de déclenchement de la fissure et de sa croissance. Pour valider la simulation de la rupture de la dentine, un modèle d'essai de flexion quatre points d'une barre double-entaillée a été employé et la simulation se corrèle bien avec des données expérimentales (figure 3.16) qualitativement et quantitativement [36].

Ce modèle prévoit clairement des micro-dommages par l'identification de la déformation douce dans l'entaille avant la nucléation et la propagation de la fissure. La figure 3.16b montre l'ampleur des dommages, illustrée par le contour des dommages. Les réponses non élastiques dans les deux régions d'entaille sont bien observables. En outre, les données quantitatives montrées par la courbe force déplacement (figure 3.16c) et le profil contrainte déformation au bout de l'entaille (figure 3.16d) [36] sont en concordance avec l'expérience de Nalla et autres [38].



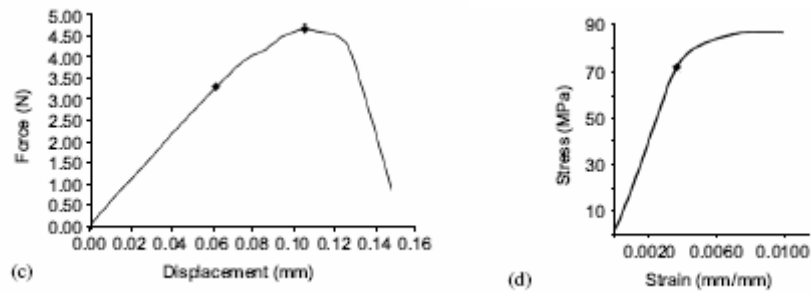


Figure 3.16 Modélisation de l'essai de double flexion en double entailles: (a) dimensions du modèle, (b) initiation et propagation de la fissure, (c) courbe force-déplacement et (d) la courbe contrainte-déformation du matériau au voisinage de la pointe de l'encoche non cassée.

### 3.8.2 La rupture de l'email:

En ce qui concerne la rupture de l'émail, il y a des données expérimentales limitées pour soutenir l'idée que l'échec est la déformation qui domine [39], quoique la structure du matériau est anisotrope.

Un modèle numérique d'une prémolaire, soumise à un chargement oblique et fixée sur le support inférieur de l'os, est illustré dans la figure 3.17 [36].

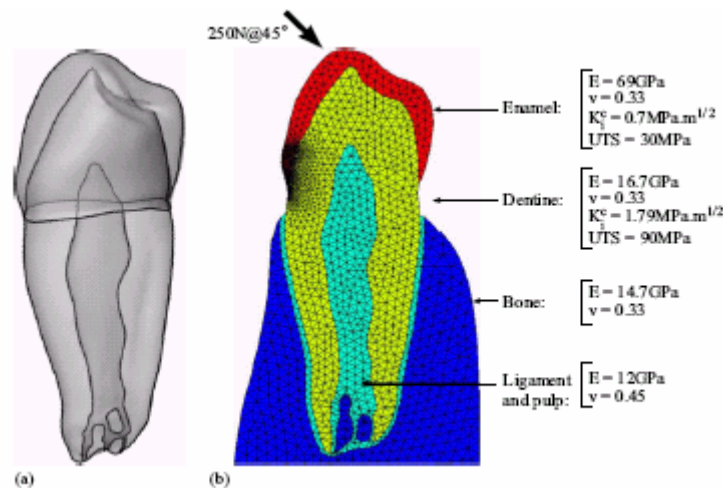


Figure 3.17: Reconstruction anatomique de la prémolaire donnée par micro-CT suivant un plan et son modèle de déformation.

Les résultats montrent que les micro-dommages dans l'émail se produisent à la marge cervicale et que la pré-rupture se prolonge à l'intérieur de l'émail le long de la jonction émail - dentine (figure 3.18a). La figure 3.18b prouve que les efforts de tension maximum se produisent au dessous de la dentine tandis que l'émail adjacent est sous des efforts inférieurs [36].

Le détail de description de la figure 3.18d montre que l'émail manque de cohésion et que la fracture ne pénètre pas dans la dentine [36].

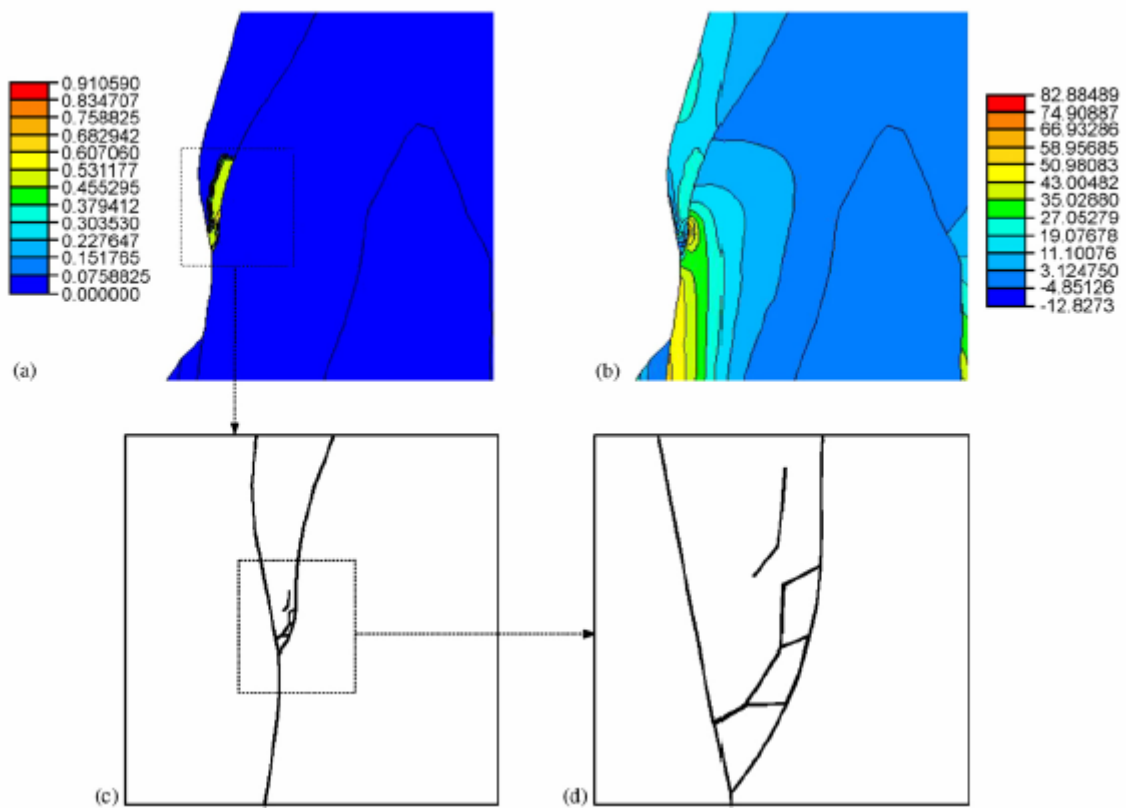


Figure 3.18: Micro-endommagement et fracture d'émail (a). Le contour du stress extensible qui correspond à l'état fracturé (b). Détail de la fracture prédite dans l'émail (c). Agrandissement du détail (d).

### 3.8.3 La rupture des matériaux restauratifs:

D'après Bader et autres [40] et suivant les données cliniques, 70% des patients qui visitent les dentistes souffrent des dents postérieures où les ruptures des restaurations sont fréquemment rencontrées.

Pour illustrer la rupture des différentes restaurations, un schéma d'une prémolaire chargée est représenté sur la figure.3.19. La dent est restaurée avec un amalgame et un ciment de verre (GIC).

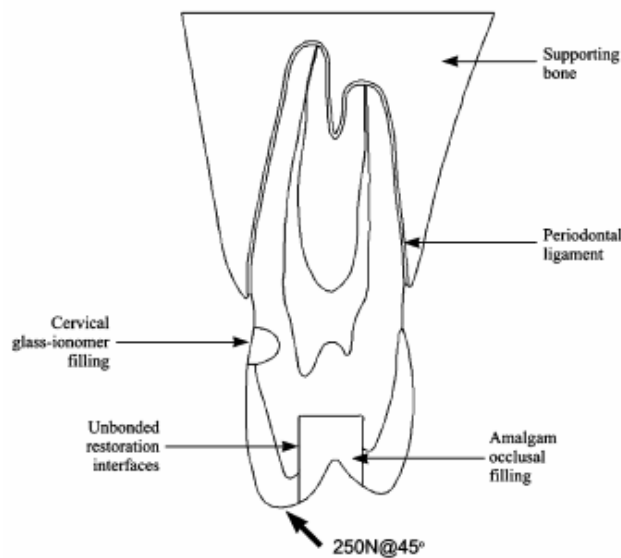


Figure 3.19 Diagramme schématique d'une prémolaire chargée et restaurée.

Une suite d'opérations et des charges associées illustrant la rupture de l'ensemble de la dent est présentée dans la figure 3.20. Les fractures sont initiées de l'angle de la restauration où il y a une concentration de contraintes (figure 3.20a, flèche). Il y a une fissure principale simple de la dentine qui suit un chemin relativement droit vers la marge gingivale buccale, correspondant au point de soutien du levier. La fracture qui commence de l'angle de la cavité se propage à travers la dentine (figure 3.20 b-c).

Une fois que la fissure principale atteint le remplissage cervical, les dommages se multiplient et s'étendent en volume dans la restauration adjacente (figure 3.20e). La faible ténacité du GIC permet aux fissures multiples de se développer à l'intérieur du remplissage cervical

(figure 3.20e), menant par la suite à la rupture catastrophique et au détachement d'une partie de la dent restaurée (figure 3.20f) [36].

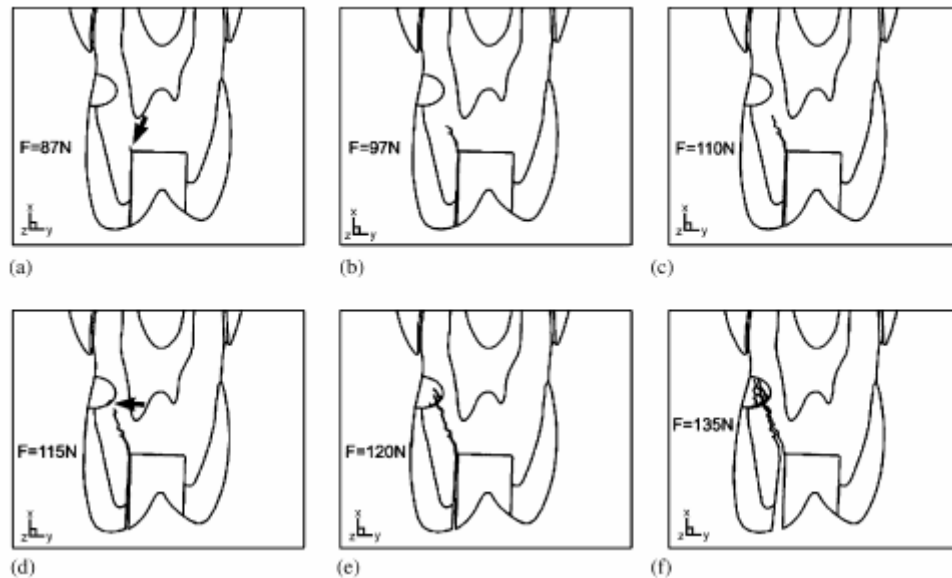


Figure 3.20. Séquence des événements des fissures d'une dent chargée et restaurée [36].

### 3.8.4 La rupture du bridge tout céramique:

Un aspect problématique de tels matériaux en céramique est leurs possibilités limitées de chargement dues à leur ténacité relativement faible. Un modèle de rupture pour étudier la défaillance des matériaux en céramique a été également présenté où la rupture des bridges tout céramique montre que l'endroit et l'orientation des fissures est en bonne concordance avec les données expérimentales [41]. Les sites de rupture dans les analyses numériques et expérimentales indiquent une bande d'échec qui lie le connecteur le plus faible avec le point de chargement occlusif (figure 3.21a, b). Il est intéressant de noter l'influence de la structure de soutènement et de sa rigidité sur la direction de la rupture. Quand le pont est attaché sur des butées rigides de soutènement (comme étudié par Oh et Anusavice [41]), le chemin des fissures est relativement court, affectant une petite partie de la pièce (Figure 3.21a). Quand la mobilité relative des dents est permise par la présence des ligaments périodontiques (simplifié ici par un matériau élastique isotrope), le chemin de rupture est plus oblique, affectant une plus grande partie du pont (figure 3.21b).

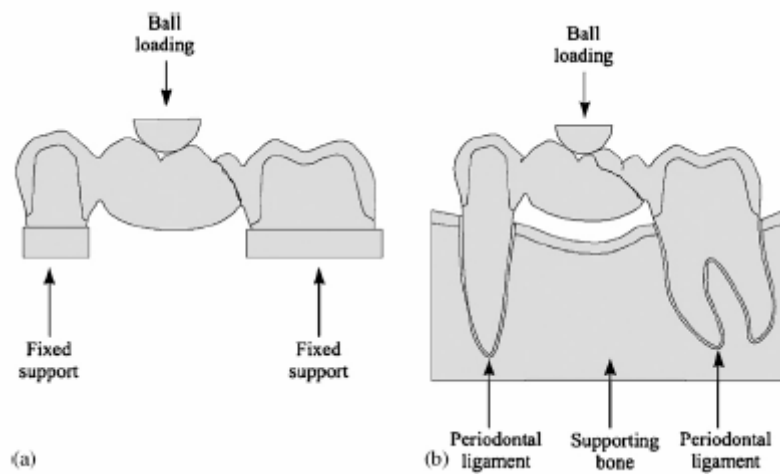


Figure. 3.21. Simulation de fracture dans les bridges tout-céramiques, (a) sur des supports fixes, (b) sur des dents.

### 3.8.5 Le développement des fissures induites par un contact dans un système multi-matériau:

La plupart des assemblées biomécaniques incluent de diverses matières biologiques dans différentes hiérarchies d'organisation. Un exemple typique est la dent normale, qui se compose des couches multiples de matières quasi-fragiles. Ce système de matériau particulier est soumis à un état complexe d'effort, particulièrement quand une restauration dentaire est placée sous le chargement de contact masticatoire.

Le contact entre le pénétrateur et le composé du bi-matériau dans le modèle symétrique avec une frontière fixe le long du rebord inférieur est montré dans figure 3.21a [36]. Les fissures sont initiées de la zone de contact dans la partie gauche du système (étape d'initiation) et se propagent formant un cône de fissures dans la partie gauche du système (étape de propagation) d'après les études expérimentales [42.43].

Cependant, s'appuyant sur des modes de défaillance expérimentales [44.45], un modèle différent de rupture dans le cas d'un système composé d'une restauration en céramique, de l'émail, de la dentine et du ciment (figure 3.22b) est observé. Ici, il y'a nucléation de la restauration et les fissures qui y résultent se prolongent verticalement avant que le cône de fissure ne se développe [36].



En plus, une fissure de l'émail au coin de la cavité (figure 3.22b, étape de propagation), indiquant qu'un coin aigu de la cavité peut endommager l'émail normal sain.

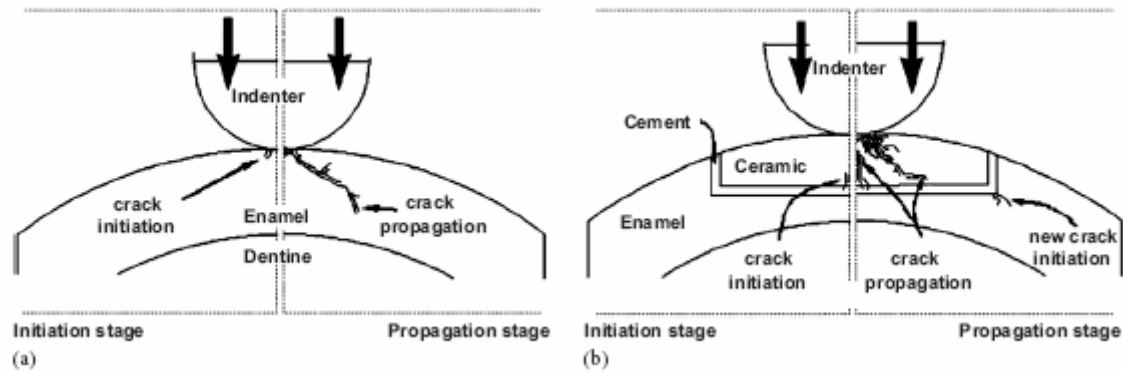


Figure.3.22. Vue comparative de la propagation de fissures et nucléation dans un modèle de bi-matériau (a) et de restauration d'une multi-matière (b) [36].

### Bibliographie:

- [1] A. El Malki . Influence du chargement sur la propagation en fatigue de fissures courtes dans un acier de construction navale. Thèse de doctorat. Université de Metz. France.2005.
- [2] M. Lalanne. Dommages par fatigue. Vibrations et chocs mécaniques. Ed. Hermes (1999).
- [3] I. Marines, X. Bin, C. Bathias. An understanding of very high cycle fatigue of metals. International Journal of Fatigue. 25(2003), 1101-1107.
- [4] J. Baralis. Précis de métallurgie; élaboration, structures, propriétés et normalisation; 6<sup>ème</sup> édition. AFNOR; NATHAN.1993.
- [5] JW. Park, JL. Ferracane. Measuring the residual stress in dental composites using a ring slitting method. Dental Materials 21(2005), 882–889.
- [6] MA. Seif, HA. Kishawy. Determining residual stresses in thinwalled ceramic/ceramic composite pipes. J Am Ceram Soc 82(1999), 977–80.
- [7] F. Ledrappier. Méthodologie d'étude pour optimiser la tenue en fatigue superficielle de depots minces. Thèse de doctorat. Ecole Centrale de Lyon.France. 2005.
- [8] SN. White, VG. Miklus, P.P. Chang. Controlled failure mechanisms toughen the dentino-enamel junction zone. J Prosthet Dent 94(2005), 330-335.
- [9] PJ. Leempoel, S. Eschen, AF. De Haan. An evaluation of crowns and bridges in a general dental practice. J Oral Rehabil 12(1985), 515-28.

- [10] B. Lawn. Fracture of brittle solids. 2nd édition. Cambridge: Cambridge University Press. 1993.
- [11] XD. Dong, ND. Ruse. Fatigue crack propagation path across the dentino-enamel junction complex in human teeth. *J Biomed Mater Res A*. 66(2003),103-109.
- [12] SN. White, W. Luo, ML. Paine, H. Fong. Controlled failure mechanisms toughen the dentino-enamel junction zone. *J Dent Res*. 94(2005), 330-335.
- [13] BR. Lawn, A. Pajares, Y. Zhang. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*. 25(2004),2885–2892.
- [14] H. Lu, F. Filser, O. Loeffel. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*. 21(2005),930–937.
- [15] TA. Michalske, SW. Freiman. A molecular mechanism for stress-corrosion in vitreous silica. *J Am Ceram Soc*. 66(1983),284–288.
- [16] R. Andre, F. Filser, P. Kochera. Cyclic fatigue in water of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials* x x(2006), xxx–xxx.
- [17] H. Fischer, M. Weber, R. Marx. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res*. 82(2003). 238–242.
- [18] DS. Jacobs, IW. Chen. Cyclic fatigue in ceramics-a balance between crack shielding accumulation and degradation. *J Am Ceram Soc* 78(1995), 513–520.
- [19] AR. Studart, F. Filser , P. Kocher. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dental Materials*. 15(2006), 813-820.
- [20] U. Lohbauer, A. Petschelt, P. Greil. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 63(2002),780–785.
- [21] AR. Studart, F. Filser, P. Kocher. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental Materials*. 13(2006), 710-716.
- [22] S. Klinge, G. Schmidt, R. Frankenberger. Clinical behavior of solitaire: one-year results. *J Dent Res* 97(2000), 185-189.
- [23] U. Lohbauer, T. Horst, R. Frankenberger. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dental Materials* 19(2003), 435–440.

- [24] M. Braem, P. Lambrechts, S. Gladys. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dental Materials* 11(1995),137–141.
- [25] JL. Drummond, K. Mieschke. Weibull models for the statistical analysis of dental composite data: aged in physiologic media and cyclic-fatigued. *Dental Materials*. 7(1991), 25–229.
- [26] A. Htang, M. Ohsawa, M. Matsumoto. Fatigue resistance of composite restorations: effect of filler content. *Dental Material*. 11(1995),7–13.
- [27] JL Drummond. Cyclic fatigue of composite restorative materials. *J Oral Rehabil*. 16(1989), 509–520.
- [28] JL Ferracane, HX. Berge, JR Condon. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree on conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 42(1998), 465–472.
- [29] LE. Tam, S. Khoshand, RM. Pilliar. Fracture resistance of dentin–composite interfaces using different adhesive resin layers. *Journal of Dentistry*. 29(2001), 217–225.
- [30] T. Nikaido, K. Kunzelmann, H. Chen. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*. 18(2002), 269–275.
- [31] F. Mollica, R. Santis, L. Ambrosio. Mechanical and leakage behaviour of the dentin–adhesive interface. *J Mater Sci*. 15(2004), 485–92.
- [32] KM. Liechti, GA. Arzoumanidis, S. Park. Fatigue fracture of fully saturated bonded joints. *J Adhesion* 78(2002), 383–411.
- [33] J. Matthew, A. Nazari, JA. Porter. A comparison of fatigue crack growth in resin composite, dentin and the interface. *Dental Materials*. xx(2006), xxx–xxx.
- [34] P. Paris. A critical analysis of crack propagation laws. *J Basic Eng* D85(1963), 528–34.
- [35] X. Wang, GL. Niebur. Microdamage propagation in trabecular bone due to changes in loading mode. *J Biomech* 39(2006),781–90.
- [36] I. Ichim, Q. Lib, W. Lib, M.V. Swain. Modelling of fracture behaviour in biomaterials. *Biomaterials*. xx(2006), xxx–xxx.
- [37] CK. Soh, Y. Liu, Y. Yang, Y. Dong. A displacement equivalence-based damage model for brittle materials. *J Appl Mech*. 70(2003), 681–687.
- [38] R.K. Nalla, J.H. Kinney, R. Ritchie. On the fracture of human dentin: is it stress- or strain-controlled? *J Biomed Mater Res A*. 67(2003), 484–95.

- [39] TE. Popowics, J.M Rensberger, SW Herring. The fracture behaviour of human and pig molar cusps. *Arch Oral Biol* 46(2001), 1–12.
- [40] JD. Bader, JA. Martin, DA. Shugars. Incidence rates for complete cusp fracture. *Commun Dent Oral Epidemiol*. 29(2001), 346–353.
- [41] WS. Oh, KJ. Anusavice. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 87(2002), 536–542.
- [42] Y. Deng, BR. Lawn, IK. Lloyd . Characterization of damage modes indental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res* 63(2002), 137–45.
- [43] P. Shrotriya, R. Wang, N. Katsube, R. Seghi. Contact damage in model dental multilayers: an investigation of the influence of indenter size. *J Mater Sci*. 14(2003), 17–26.
- [44] Y. Deng, BR. Lawn, IK. Lloyd. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res*. 63(2002), 137–45.
- [45] BR. Lawn, A. Pajares, Y. Zhang. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Bomaterials* 25(2004), 2885–2892.

## CHAPITRE IV

### PARTIE EXPERIMENTALE

#### 4.1 L'étude de l'usure:

##### 4.1.1 Introduction:

Le comportement de l'usure des matériaux dentaires est un facteur important pour comprendre le niveau de dégradation dans des conditions cliniques. Dans ce sens, l'étude dans le laboratoire laisse estimer la résistance à l'usure. Dans ce sens, plusieurs dispositifs ont été réalisés pour simuler le comportement de l'usure des matériaux dentaires dans le milieu buccal.

##### 4.1.2 Les essais d'usure:

Un composite de restauration (hybride VHL), et une résine (Major) ont été employés pour l'étude de l'usure. Les spécimens ont été élaborés par l'injection du matériel d'approvisionnement dans un moule cylindrique. Le moule a été couvert, de chaque extrémité, d'un verre plat et serré à la main pour expulser le matériau excessif. Les disques d'usure du composite sont alors polymérisés pour un temps total de 80 s (40 s de chaque extrémité) à travers le verre par une unité de polymérisation (marque: 3M modèle 20 Allemagne) selon les instructions des fabricants. Les échantillons de résine sont polymérisés à la lumière naturelle sous la température ambiante. Les spécimens ont été polis la première fois en utilisant des papiers de carbure de silicium avec des granulations de 400, de 800 et de 1200. Puis ils ont été finis en utilisant la granulométrie 2400 pour assurer des surfaces douces avec des défauts extérieurs réduits. Les dimensions finales des disques des spécimens sont diamètre de 8 millimètres et de 5 millimètres d'épaisseur. La composition chimique, de chaque produit est présentée dans le tableau suivant.

Matériau	Charge en volume %	Grosseur moyenne des particules ( $\mu\text{m}$ )	Matrice	Type de particule	Origine
Résine Major	x	X	base de Methacrylate de Methylene	x	Italie
Composite Hybride	60	0.7	Bis-GMA, UDMA, TEGMA	Barium glass, Ytterbium-trifluoride, Ba-Al-Fluorosilicate glass, Silica	Ivoclar Liechtenstein

Les essais d'usure sur les échantillons ont été effectués en utilisant trois méthodes (comparateur micrométrique à cadran, capteur de déplacement, et la méthode optique). L'appareil de friction est illustré schématiquement dans la figure 4.1.1.

Le dispositif d'usure fonctionne suivant le système plan sur plan où une dent humaine frotte sur le matériau dentaire selon une surface de contact connue. La dent humaine est montée sur une table tournante par l'intermédiaire d'un moteur électrique. L'échantillon est fixé sur un piston qui peut se déplacer verticalement. Le contact géométrique est plat sur plat. L'échantillon composite et l'antagoniste (dent humaine) sont placés exactement l'un contre l'autre avant de commencer l'expérience. La distance verticale entre l'antagoniste et l'échantillon peut être ajustée. La charge verticale est induite par un arbre support en utilisant différents poids. L'usure (perte d'épaisseur) peut être déterminée en mesurant le changement de la longueur de spécimen pendant l'expérience. Les paramètres d'étude d'usure sont comme suit:

- la vitesse de rotation: 74, 103 et 119 t/min
- charge normale : 500, 1000 et 1600g.
- mode lubrifié : eau (eau distillée: pH7), base (NaOH: pH14) et acide (HCl: pH1.5)

Les expériences de l'usure sèche ont été entreprises à l'air et à la température ambiante. Pour la mesure de l'usure, trois méthodes peuvent être employées. La première méthode utilise un comparateur micrométrique à cadran. Ayant une exactitude de 0.001 millimètre et selon un appui de référence, le comparateur à cadran indique l'épaisseur enlevée du matériau dentaire.

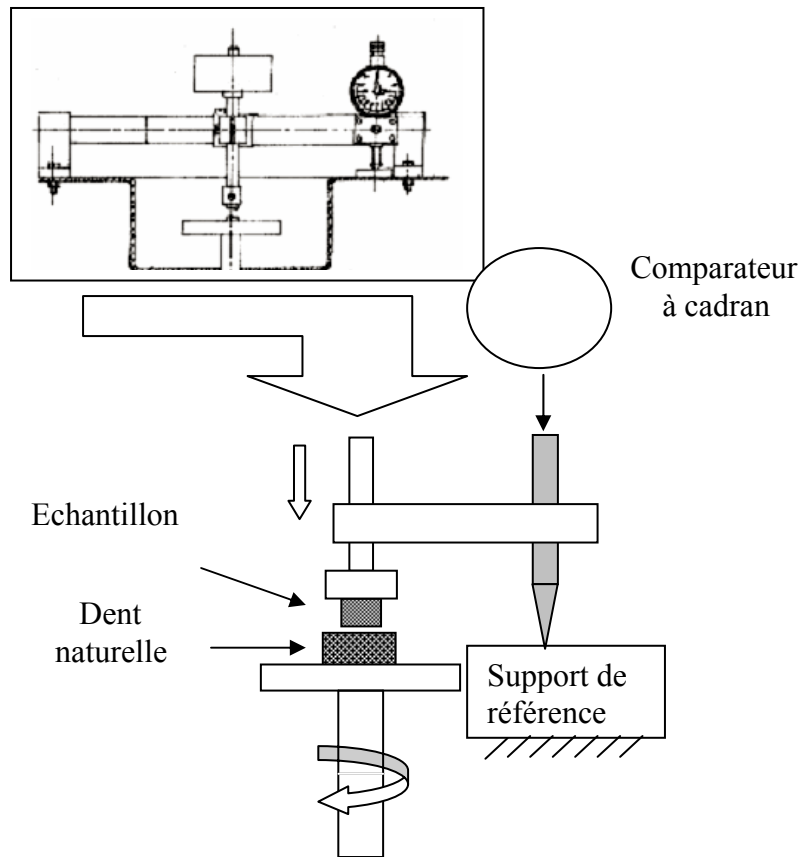


Figure 4.1.1: Dispositif d'usure par comparateur à cadran.

La deuxième méthode consiste à l'utilisation d'un capteur de déplacement dont l'assemblage est illustré dans figure 4.1.2. Cet ensemble est identique à celui déjà décrit, mais dans ce cas-ci, le comparateur à cadran est remplacé par un capteur de déplacement. Avec un approvisionnement d'une tension en 12 V, le capteur est relié à un ordinateur.

Durant le processus de l'usure, le capteur peut suivre la diminution de la perte en hauteur de l'échantillon tout en donnant un signal continu. Par calibration, la tension électrique est convertie en distance.

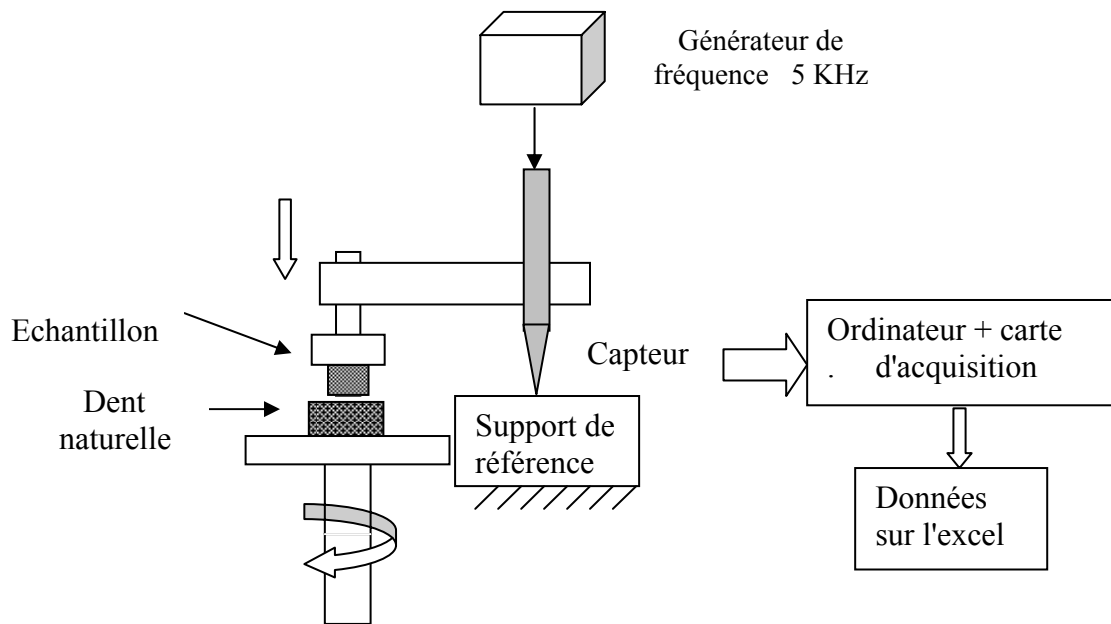


Figure 4.1.2: Dispositif d'usure par capteur de déplacement.

La troisième méthode est un traitement optique de l'image. L'installation expérimentale (figure 4.1.3) se consiste d'une caméra vidéo montée avec un long microscope fonctionnant à distance (LWDM). Par un agrandissement du LWDM (zoom optique 10x), l'image est transmise à un ordinateur qui détermine la perte de taille du matériau avec le logiciel d'image d'IPP (image Pro-Plus).



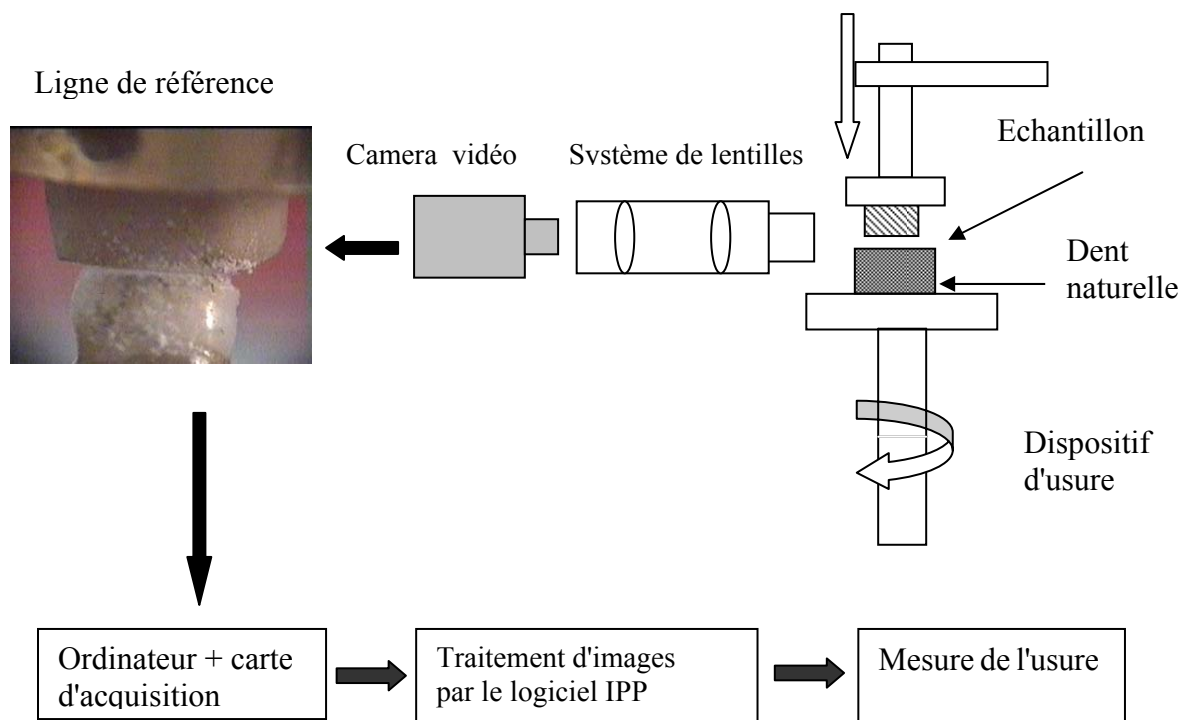


Figure 4.1.3: Principe de mesure par méthode optique.

Pour l'étude de l'usure sous différents pH, la décroissance de la longueur (c.-à-d. usure cumulative) pendant l'essai a été mesurée sans interruption avec le même comparateur micrométrique à cadran que celui qui a été employé auparavant. L'usure enregistrée est fonction du temps. Les essais ont été effectués sous la charge appliquée de 16 N et la vitesse de rotation de 119 t/mn, à la température ambiante (20 –25°C) du laboratoire. L'essai a été exécuté jusqu'à 30 minutes selon le temps requis pour produire la décroissance de 0 à 50  $\mu\text{m}$  de la longueur du spécimen. Les mesures de l'usure ont été effectuées sous un glissement sec et humide. Pour le mode lubrifié, l'usure est induite sous trois pH (l'eau pH 7, base pH 14 et acide pH 1.5).

#### 4.1.3 Les résultats de l'usure:

##### 4.1.3.1 Mesure de l'usure par micromètre à cadran:

La figure 4.1.4 indique l'influence de la vitesse de rotation sur la variation de l'usure du composite dentaire en fonction du temps. Trois vitesses de rotation  $w_1 = 74$  t/min,  $w_2 = 103$  t/min,  $w_3 = 119$  t/min et une charge de 16 N ont été employées. En général, les courbes d'usure (perte de hauteur) tendent vers une fonction linéaire et ont une tendance semblable pour les deux dernières vitesses avec un espace qui s'élargit graduellement de 1 à 15  $\mu\text{m}$ . La quantité d'usure augmente avec le temps et devient dépendante de ce paramètre. Il est relativement plus important pour la grande vitesse. En effet, la différence entre les deux courbes devient plus grande avec le temps d'usure et donc la vitesse rotation augmente la taille de l'usure. Pour une durée de 30 minutes, les valeurs de l'usure représentées par la perte de hauteur atteignent 26  $\mu\text{m}$  pour l'application de la vitesse de rotation de 103 t/min et 35  $\mu\text{m}$  pour la vitesse de 119 t/mn. On remarque que la vitesse  $w_3$  (la plus faible) n'a pas d'effet significatif sur l'usure de la résine.

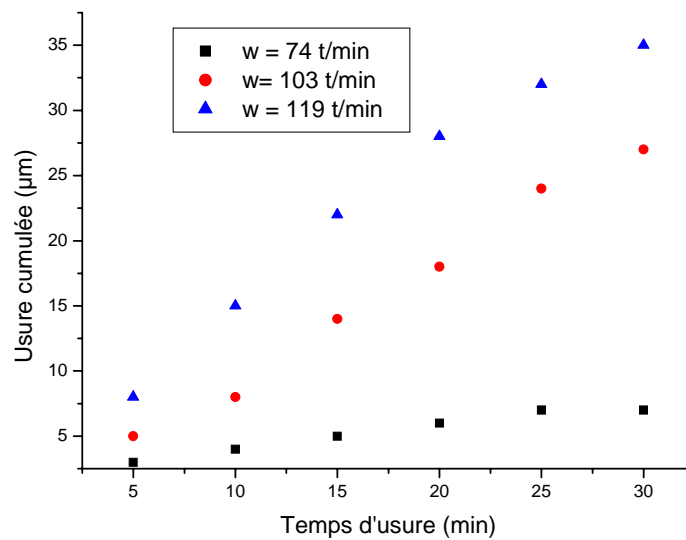


Figure 4.1.4: Variation de la perte de hauteur, de la résine, en fonction du temps. Charge de 16 N.

L'influence de la charge sur l'évolution de l'usure de la résine dentaire en fonction du temps est illustrée sur le schéma 4.1.5. L'utilisation de trois charges appliquées ( $m_1 = 0.5\text{Kg}$ ,  $m_2 = 1\text{Kg}$

et  $m_3 = 1.6 \text{ Kg}$ ) pour une vitesse de rotation de 119 t/min, prouve que les courbes de l'usure cumulée des deux grandes charges tendent vers une forme et une augmentation linéaires avec le temps. En effet, l'usure augmente avec la charge et la perte de taille passe  $26 \mu\text{m}$  pour la charge appliquée de 1 N à  $35 \mu\text{m}$  pour 16 N pendant une durée d'usure de 30 minutes. On remarque que la charge  $m_3$  (la plus faible) n'a pas d'effet significatif sur l'usure de la résine.

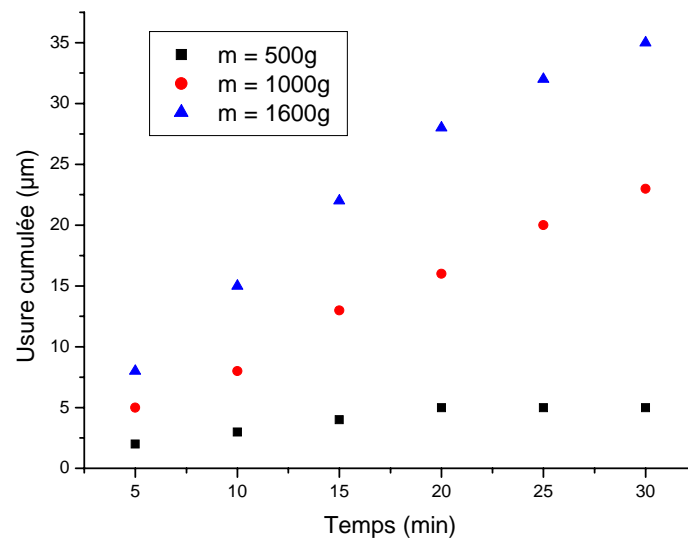


Figure 4.1.5: Variation de la perte de hauteur, de la résine, en fonction du temps.

Vitesse de rotation de 119 tr/min.

#### 4.1.3.2 Mesure de l'usure par capteur de déplacement:

Dans le complément avec la mesure précédente, il est souhaitable de développer une technique qui peut surveiller l'usure en temps réel sans interruption du processus de l'usure. Ceci a été réalisé en utilisant un capteur variable linéaire de déplacement (CVLD) pour mesurer la hauteur d'usure in situ et en temps réel. Un exemple de ceci, est représenté sur le schéma 4.1.6, qui montre la variation de l'usure de la résine dentaire selon le nombre de prélèvement (nombre de points). Le nombre de 250 correspond à 5 minutes de durée d'usure. Le signal qui représente la perte de taille obtenue par le CVLD en fonction de la durée d'usure donne une courbe non-uniforme. En fait, le capteur de déplacement est très sensible aux

vibrations provoquées par le contact des deux matériaux dans le mouvement relatif. Cependant, il y a une diminution de l'épaisseur de l'échantillon dentaire dû au matériau enlevé.

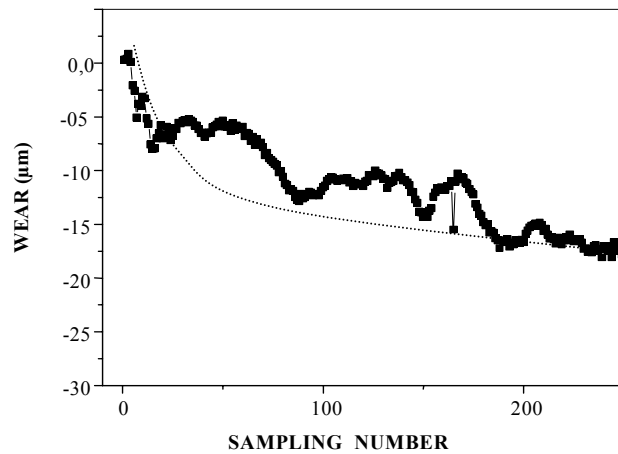


Figure 4.1.6: Tendance d'usure par capteur de déplacement.

#### 4.1.3.3 Mesure de l'usure par la méthode optique:

L'autre possibilité pour évaluer l'usure de la résine dentaire est la méthode optique. Cette méthode consiste à observer avec un appareil-photo visuel, en temps réel, le frottement entre les deux corps. L'appareil-photo est monté avec un long microscope fonctionnant à

distance (LMFD). Les résultats sont plus précis par cette méthode parce que les valeurs de hauteur d'usure sont mesurées par le traitement d'image. Cependant, une surface de référence est exigée afin d'avoir une continuité des points qui permet d'évaluer l'usure accumulée. Les mesures indiquées en Pixel sont converties en micromètre. Les résultats présentés sur le schéma 4.1.7 prouvent que l'usure est proportionnelle au temps et sont semblable aux mesures précédentes. En plus de cela, les débris enlevés pendant le processus d'usure sont facilement observables (figure 4.1.6).

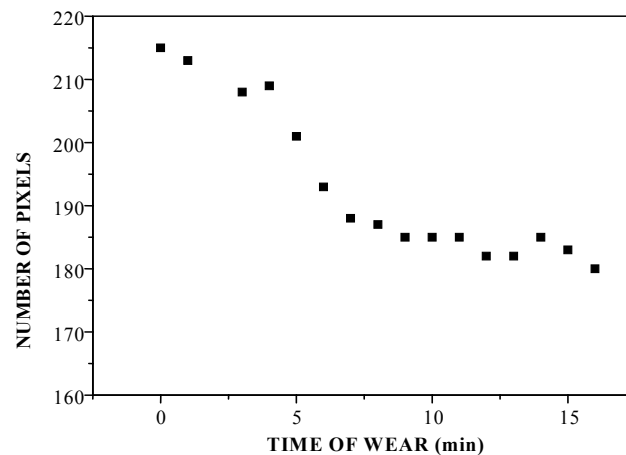


Figure 4.1.7: Mesure de l'usure méthode optique (nombre de pixels).

La comparaison entre les trois méthodes de mesures de l'usure mentionnées ci-dessus montre que les résultats de la perte d'hauteur dû au matériau enlevé sont relevés visuellement par un comparateur de 0.001 précision d'une manière discontinue. D'autre part, la méthode du capteur de déplacement présente un signal continu avec un choix du nombre de prélèvement, c.-à-d. le nombre de points qui sont considérés toutes les 5 minutes. La méthode optique est une méthode complémentaire, précise et simple. Elle permet, sans contact, de visualiser la surface du frottement entre les deux corps pendant l'essai. Par conséquent, le mécanisme d'usure peut être expliqué par l'analyse des débris enlevés.

Pour étudier l'effet du pH sur l'usure des matériaux dentaires, le même appareil de friction de la figure 4.1.1 a été utilisé. Comme c'est déjà mentionné, ce dispositif est basé sur différentes

approches pour la simulation et l'analyse de l'usure, y compris les simulateurs de mastication, des machines de disque rotatif, le pion sur le disque, etc. Plus souvent, les approches sont liées aux mécanismes d'usure qui se produisent dans la mâchoire.

#### 4.1.3.4 Effet du pH sur l'usure:

Pour cette étude, on a utilisé la résine dentaire et le composite dentaire.

La figure 4.1.8 indique l'influence de la vitesse de rotation sur la variation de l'usure de la résine dentaire en fonction du temps pour le glissement sec et humide. En général, les courbes d'usure (perte de hauteur) tendent à une fonction linéaire et ont une tendance semblable. La quantité d'usure augmente avec du temps et devient dépendante de ce paramètre. On note que l'usure sous le pH1.4 est la plus importante que les autres. L'usure sous le mode sec vient en deuxième position ensuite celle de l'acide. L'usure sous la solution basique est moins faible et l'usure dans l'eau est la plus faible des trois premières mesures.

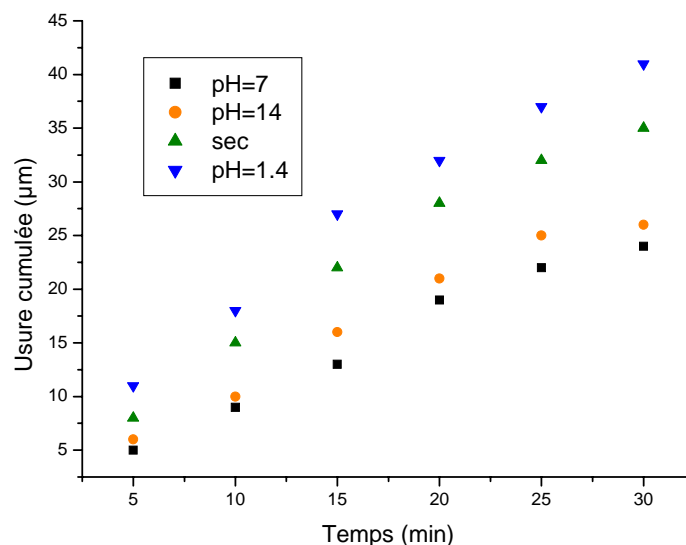


Figure 4.1.8: Variation de la perte de hauteur en fonction du temps de la résine dentaire sous quatre pH.

Pour les mêmes conditions, une résine composite a été employée au lieu de la résine dentaire. Ce comportement apparaît sur le schéma 4.1.9. Les résultats présentés dans cette figure montrent que les courbes de l'usure cumulée ont une forme linéaire et augmentent avec le

temps de la même façon que les mesures précédentes suivant les différents pH et de l'usure sous le mode sec.

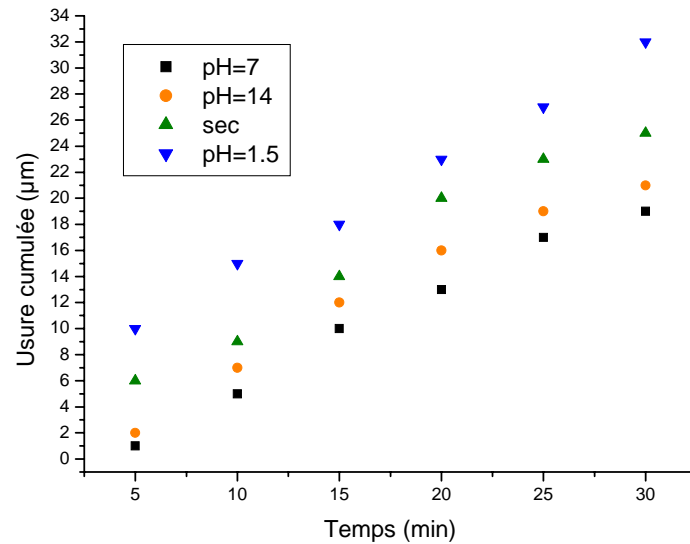


Figure 4.1.9: Variation de la perte de hauteur en fonction du temps du composite sous quatre pH.

La figure 4.1.10 montre l'effet du type du matériau dentaire sur l'usure en fonction du temps. Cette figure a donné une usure de la résine plus importante que celle du composé. Et donc le composite dentaire est plus résistant à l'usure que la résine.

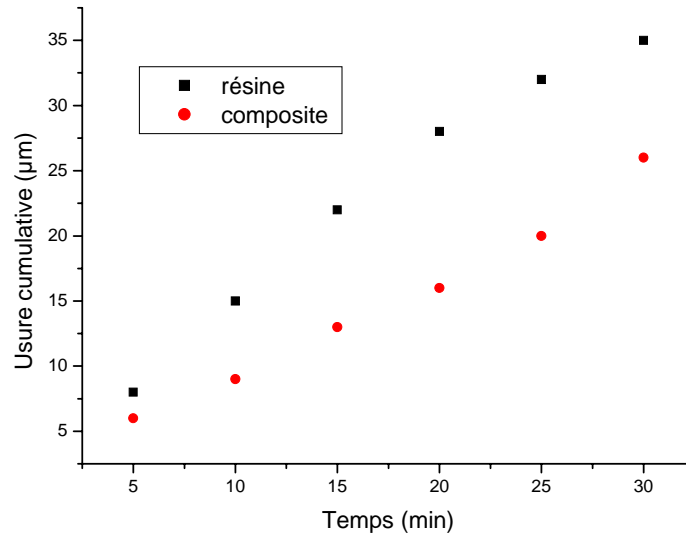


Figure 4.1.10: Variation de la perte en hauteur en fonction du temps de la résine dentaire et du composite dentaire sous le mode sec.

#### 4.1.4 Renforcement de la résine:

On note que la résine présente une usure faible par rapport aux autres matériaux dentaires. Pour relever sa résistance à l'usure, on a ajouté de la poudre d'Alumine (volume 50%, grosseur des grains  $3\mu\text{m}$ ) à la poudre de la résine Major. A titre comparatif, on a mesuré la perte d'usure cumulée en poids de la résine initiale, la résine renforcée et le composite Hybride. Les résultats sont reportés dans la figure 4.1.11. On voit qu'il y a une nette amélioration de la résistance à l'usure par rapport à la résine primitive mais sans atteindre celle du composite.



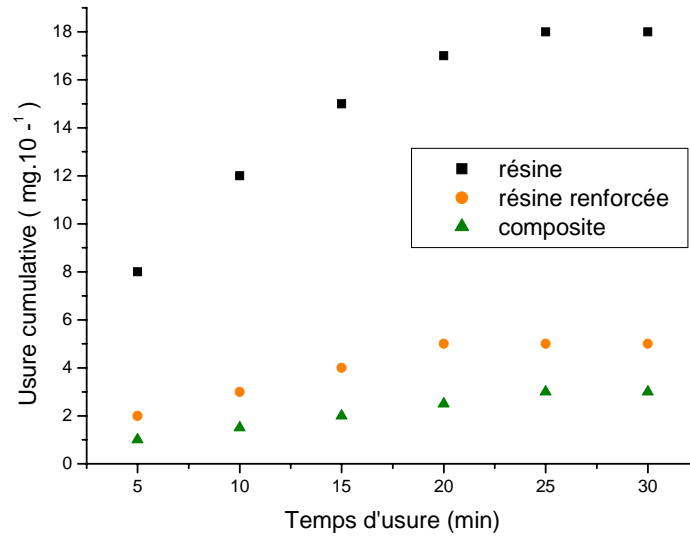


Figure 4.1.11: Variation de la perte en masse en fonction du temps de la résine dentaire (sans et avec renforcement) et du composite dentaire sous le mode sec

#### 4.1.5 Discussion des essais de l'usure:

Les matériaux dentaires tels que les composites et les résines dentaires disponibles sur le marché ont une faible résistance à l'usure. C'est un problème crucial en art dentaire de restaurations. Les phénomènes d'usure se produisant dans la cavité buccale résultent d'une interaction complexe de différents mécanismes d'usure et de divers facteurs (par exemple le niveau du pH, la température, les habitudes alimentaires, etc...) qui influence sur le degré d'usure. De ce fait, de nombreuses installations expérimentales pour la détermination de l'usure des restaurations dentaires ont été décrites, lesquels, cependant, tiennent compte de seulement peu de spécifique de mécanisme d'usure [1]. Cependant, un grand nombre de système de test d'usure in vitro des matériaux dentaires a été décrit en littérature où plusieurs centres de recherches ont développé des dispositifs d'essai de l'usure avec des degrés de différents de complexités et des approches mécaniques principales peuvent être considérées avec différentes techniques de simulation de l'usure [2,3,4]. Dans notre étude, nous avons conçu trois dispositifs de mesure de l'usure des échantillons: à comparateur à cadran, à capteur de déplacement et par méthode optique. On note que ces méthodes n'ont jamais été employées jusqu'à présent et une large game de grandeur des matériaux dentaires peut être utilisée.

La composition des composites dentaires est essentiellement composée d'une matrice de résine (phase organique), de l'agent d'accouplement de matrice au remplisseur (interface), des

particules de remplisseur (dispersées phase) et d'autres additifs mineurs comprenant des initiateurs de polymérisation, des stabilisateurs et des pigments de coloration [5]. De plus les nouvelles résines composites ont une résistance accrue, dû à une teneur plus élevée en fines particules, une technologie améliorée de remplisseur, la modification dans les matrices organiques et un plus grand degré de polymérisation qui améliore leurs propriétés mécaniques et physiques [6]. On a suggéré que la résistance à l'usure peut être améliorée en employant une plus petite dimension particulaire moyenne de remplisseur [7]. En employant de plus petites particules de remplisseur, l'espacement inter-particule dans la matrice résine a été réduit et ceci améliore l'usure [8]. Les plus petites particules de remplisseur deviennent plus étroitement emballées, et la résine entre les remplisseurs devient protégée contre davantage d'abrasion des particules voisines [9]. Les résultats de la courante étude suggèrent ce fait pendant le processus d'usure. Par contre, les grosses particules sont facilement détachés que les fines particules. Lié à l'action de cisaillement (par la vitesse et la charge appliquée), ces particules, une fois détachées, causent l'abrasion de la matrice. Cependant, plus la matrice du composite est renforcée par les particules fines et plus le matériau devient résistant à l'usure. Une augmentation de la taille d'usure (perte de taille) est une conséquence de l'accroissement de la vitesse de glissement a été notée. Ceci est expliqué par le fait que la vitesse de découpage est plus grande et le matériau de déplacement est ainsi plus important. Ce comportement est semblable à l'usure des matériaux métalliques [10]. Un autre facteur peut également jouer un rôle dans le processus d'usure du composé dentaire. La présence des cavités sur la surface usée formée pendant le glissement est liée au processus de décollement qui donne la propagation préférentielle des fissures à la sub-surface. Ainsi, le détachement des particules d'usure est sous forme de feuilles ou d'écaillés [11]. Ces cavités peuvent être formées pendant la préparation de spécimens ou pendant le détachement de grandes particules. Les bulles d'air emprisonnés pendant la préparation peuvent également causer le même effet [12]. Plusieurs microfissures se propagent entre les particules de remplisseur et la matrice résine. Ils peuvent causer le déplacement des petits fragments [13]. Ces défauts affaibliront les propriétés mécaniques, qui réduisent la résistance à l'usure. L'utilisation des particules fines a pu, donc, réduire au minimum les fissures de surface. L'usure ou la perte de taille s'est avérée augmenter avec la force appliquée. La charge normale implique un

frottement plus important et par conséquent une perte de la masse plus élevée. Aux charges élevées, les surfaces de spécimens ont eu la formation des cannelures d'usure plus profondes que ceux des faibles charges. Une charge de contact élevée a comme conséquence la pénétration des aspérités dures dans les surfaces et coupant ainsi la matière, en surfaces, des spécimens. Avec la charge élevée, la contrainte provoquée par la pénétration des plus grandes particules dans la sous-surface des spécimens d'usure cause facilement la nucléation du matériau et la propagation des fissures. Cette contrainte a comme conséquence le détachement de la matière des surfaces usées [14] et peut également causer la formation des cannelures d'usure plus profondes sur les surfaces des spécimens. On a signalé que la force appliquée pourrait être répartie sur un petit secteur de contact (contact imparfait) entre les deux surfaces des corps. Ce petit contact affecte les résultats d'usure [15] parce qu'il est seulement assuré par les aspérités. Dans cette étude, les échantillons sont polis avant l'essai afin d'avoir des surfaces douces, ainsi la charge sera distribuée sur tout le secteur de contact. On note que les charges appliquées durant l'usure des échantillons sont choisies à partir de la référence 16 où il est mentionné que durant le processus de mastication, la grandeur des forces appliquées dans la cavité orale varie de 3 à 6N.

Le matériau de déplacement, composé par les débris des particules et de la résine, participent au processus d'usure à l'interface comme un troisième corps. Dans l'essai à trois corps [17], la nourriture dans la bouche a été simulée par ce troisième matériau.

L'usure a été identifiée en tant que phénomène de déplacement matériel d'une surface dûe à l'interaction avec une surface de contact. L'usure est le résultat du déplacement matériel par la séparation physique, de microfissure, par la dissolution chimique, ou par la fonte à l'interface de contact. On a observé la dissolution chimique dans le cas de l'usure dans le milieu acide (pH 1.5). Ce mode a donné l'usure la plus importante en comparaison avec l'usure sous les autres pH. Ceci est provoqué par l'acidité du milieu qui réagit avec la matière employée. En plus de l'action mécanique des tribomètres (la charge de normale et la vitesse de rotation), il y a l'action de l'érosion chimique par l'acide [18]. Sans le premier essai (celui de l'acide), l'état non-lubrifié (sec) a fourni la plus grande usure. Pendant ce glissement sec, l'usure adhésive pourrait fonctionner simultanément avec les mécanismes abrasifs. Pendant que la charge et la force tangentielle (glissement) étaient appliquées, des jonctions adhésif-collées de contact faites entre les deux surfaces non-lubrifiées pourraient avoir été rompues et détachées, produisant un plus grand coefficient de frottement et perte de matériel après que beaucoup

de passages répétés de la charge [19]. Si, dans la première passe, la limite d'élasticité est dépassée, un élément de déformation en plastique aura lieu. Quand la charge est enlevée des tensions résiduelles demeureront aussi dans le matériau. Dans la deuxième passe de la charge, le matériau est soumis à l'action combinée des efforts appliqués de contact et au système de l'effort résiduel de la première passe. En ce qui concerne le pH14, la réaction de la solution basique avec les matériaux dentaires est très faible par rapport à la solution acide. Elle a donné une usure moins faible que l'usure sous le mode sec. Contraire à ceci, la réaction des matériaux avec la solution basique est plus forte qu'avec l'eau. Sous le pH1.4, on observe une forte usure. Ceci est expliqué par le fait que la solution acide réagit chimiquement avec de la résine et cause une porosité et une érosion plus importante que sous la solution basique [20].

Chimiquement, l'événement par dégradation comporte un processus de scission des chaînes pendant lequel des chaînes de polymère des spécimens sont fendues pour former finalement des monomères [21]. C'est la conséquence de l'absorption de l'eau par le polymère des échantillons. Car les polymères contiennent des liens hydrolysables, leur mécanisme de dégradation chimique est plus important par l'intermédiaire de l'hydrolyse [22]. En outre, l'absorption d'eau de la matrice du polymère des spécimens entraîne une plastification de la matrice du polymère [23]. La combinaison des facteurs est reliée à l'absorption d'eau et de l'hydrolyse peut changer les propriétés mécaniques des matériaux dentaires avec le temps [24].

Le changement des propriétés mécaniques de quelques résines composites a été attribué à l'effet de plastification de l'eau [21] où la réduction de la résistance à la flexion et à la compression, avec le temps, a été attribuée à l'absorption d'eau par la résine qui peut agir en tant que plastifiant [25]. L'absorption de l'eau cause le ramollissement du composant de la résine en gonflant le réseau du polymère et réduisant le phénomène des forces de friction des chaînes du polymère [21]. Il a été mentionné que l'eau ramollit les composites en se pénétrant dans la matrice et en lixiviant le monomère non réagit et les composants non liés [26]. Les plastifiants sont responsables du maintien de la douceur du matériau et une grande quantité de plastifiant dans le polymère implique une douceur de la résine [27]. Ceci a pour conséquence la diminution de l'usure sous le pH7 comparée aux autres liquides. Cette étude a montré que la résine composite (hybride) est plus résistante à l'usure que la résine dentaire (Major). C'est

normale vue la composition des deux matériaux. Les matériaux dentaires sont formulés avec une variété de variations chimiques et structurales qui peuvent être liées à leurs applications spécifiques. La matière de la résine se compose généralement d'une poudre et d'un liquide. Tandis que la résine composite est essentiellement composée d'une matrice de résine (phase organique), de l'agent d'accouplement de matrice de remplisseur (interface ou silane), des particules de remplisseur (phase dispersée) et d'autres additifs mineurs comprenant des initiateurs de polymérisation, des stabilisateurs et des colorants de coloration. La force de chargement appliquée à une restauration composite est complètement transférée à partir de la matrice aux particules plus fortes et plus dures de remplisseur [28]. Au cours de l'usure du composite dentaire, le premier matériau qui va être enlevé est celui de la matrice, car c'est la substance la moins dure du corps. Après quelques cycles de mouvement, une partie du corps des particules va être émergée de la matrice vue que le pourtour de quelques particules est dégarni (le polymère). Ces particules sont, en quelque sorte, logées en porte à faux dans la matrice. La force tangentielle déduite de l'action combinée de la vitesse et de charge normale va appliquer un moment de flexion à la particule par rapport à la surface d'appui (la matrice). Plus la particule est émergée et plus le bras de levier est long. Par conséquent, il suffit une force relativement faible pour arracher la particule puisque le moment de flexion d'un tel système est le produit de la force par le bras de levier. Vue que les grosses particules sont plus longues que les faibles particules, par conséquent elles sont plus aptes à l'arrachement. Donc les faibles particules, si elles sont émergées, seront difficilement arrachées de la matrice que les autres particules. A partir de cette théorie, on peut établir un modèle mathématique pour simuler le processus de l'usure des résines composites. Ce type d'extraction est un important mécanisme d'usure qu'on a déduit de cette étude.

Donc pendant le processus de l'usure, les grandes particules sont facilement détachées que les fines particules. Donc, plus la matrice de la résine est renforcée par les particules fines et plus le matériel devient résistant à l'usure. C'est le cas du composite hybride utilisé dont la grosseur moyenne des particules est de 0,7  $\mu\text{m}$ .

En général, les courbes de l'usure (perte de hauteur) tendent à une fonction linéaire et ont une tendance semblable. La quantité d'usure augmente avec le temps et devient dépendante de ce paramètre. Une augmentation de la hauteur d'usure (perte de hauteur) à mesure que le temps augmente a été notée. Ces résultats sont en accord avec ceux rapportés par d'autres investigateurs qui ont constaté que le volume d'usure dans un composite dentaire augmente

linéairement avec le nombre de cycles, qui était proportionnel au temps [29].

Pour montrer l'effet des particules de chargement sur les propriétés mécanique des matériaux dentaires, on a renforcé la résine Major par des particules d'Alumine. L'usure de la nouvelle résine s'est nettement abaissée par rapport à l'ancienne résine. Cela prouve que les particules de chargement ont un grand effet sur l'usure des matériaux dentaires. Ce sont ces particules qui vont s'opposer à l'effet destructeur de l'antagoniste réduisant ainsi l'enlèvement de matières.

## **4.2 L'étude de la fatigue cyclique :**

### **4.2.1 Introduction:**

Les matériaux dentaires doivent présenter des caractéristiques micro-structurales et physico-chimiques leur permettant de résister aux contraintes masticatoires répétitives dont l'effet endommageant dans le temps peut amener le matériau à subir un échec mécanique prématuré.

### **4.2.2 But des essais:**

Le but des essais est l'étude de la fatigue et de l'endommagement de deux types des matériaux dentaires disponibles dans le marché Algérien.

### **4.2.3 Les échantillons utilisés:**

La nature des échantillons utilisés dans les essais sont:

- les résines Major (Italie).
- les résines Meliodent (Angleterre).

Les dimensions des échantillons élaborés sont de formes parallélépipédiques de dimensions:  $25 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ .

Pour les essais d'endommagement, on a considéré le composite Hybride et la résine Meliodent. Dans ce cas, la forme des échantillons est de forme parallélépipédique dont les dimensions sont  $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$ .

La poudre de la résine Major est un produit italien tandis que la poudre de la résine Meliodent est un produit anglais. La composition chimique de la résine Meliodent est à base de méthacrylate de méthyle dont la polymérisation se fait à froid.

### **4.2.4 La préparation des échantillons des résines:**

La préparation des échantillons des résines pour les essais de fatigue s'est effectuée de la façon suivante : dans un premier temps, on mélange la poudre et le liquide dans un petit récipient. Une fois que le composé devient pâteux, on étale la pâte dans des moules rectangulaires de dimensions : 25mm de longueur, 2mm de largeur et 2mm d'épaisseur. Ces moules sont recouverts par deux plaques de verre. Une fois le matériau est versé dans le moule, on presse avec les doigts pour enfoncer la matière dans le moule et sortir le surplus à l'extérieur.

Après cette étape, on laisse la pâte s'autopolymériser à la température ambiante. Une fois que le durcissement du matériau est fait, on retire les échantillons du moule.

#### **4.2.5 Le dispositif de fatigue:**

Ce dispositif permet d'effectuer des chocs cycliques sur des échantillons indentés et non indentés. Son principe de fonctionnement est le suivant:

Un moteur électrique fixe entraîne un système de pièces assemblés (figure 4.2.1 partie A). Celui-ci tourne avec une vitesse de rotation  $n = 48\text{tr/min}$ . Le fonctionnement de l'assemblage est décrit ci-dessous.

Le mouvement de rotation est transformé en un mouvement d'oscillation de la partie A par rapport au couple cinématique de rotation D.

Par l'intermédiaire d'un fil 4 (fil de pêche), ce dernier mouvement est transmis au percuteur c où à son extrémité est fixée une bille en acier d'un diamètre de 3mm.

Le fil 4 glisse sur les deux axes 5. A son tour, la pièce (formée d'un ensemble de trois pièces a, b et c) frappe l'échantillon 2 logé dans un porte échantillon. L'échantillon est posé sur deux appuis 1.

Lorsque le moteur fait une rotation, le percuteur c effectue un cycle complet.

On note que l'ensemble (a, b et c), guidé en translation par un alésage 3 et fixé sur le bâti 6, percute l'échantillon sous l'effet de la pesanteur c'est-à-dire que nous avons un choc cyclique.

Le percuteur c revient à sa position initiale par l'intermédiaire du fil 4 (c'est à dire par la partie A).

On note aussi que le porte échantillon peut être ajusté pour avoir le même endroit de contact (le milieu d'échantillon) entre le matériau et la bille.

Par un système de filetage, l'ensemble (a, b et c) peut se modifier en longueur et aussi varier l'énergie potentielle (variation de position initiale de l'ensemble (a, b et c))

La fréquence de mouvement du système est de 0,8 Hz.



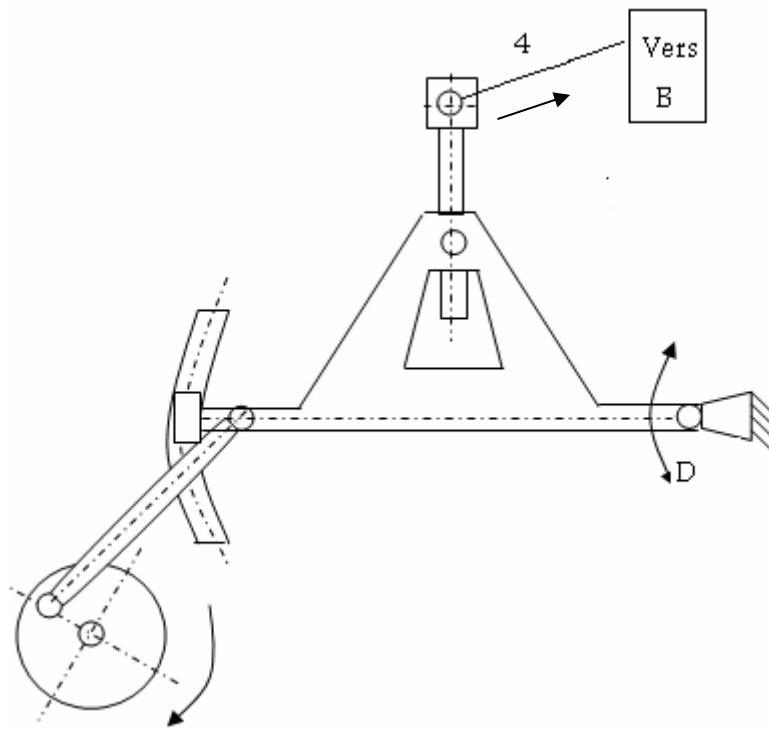


Figure 4.2.1: Schéma cinématique du dispositif de fatigue  
(partie A)

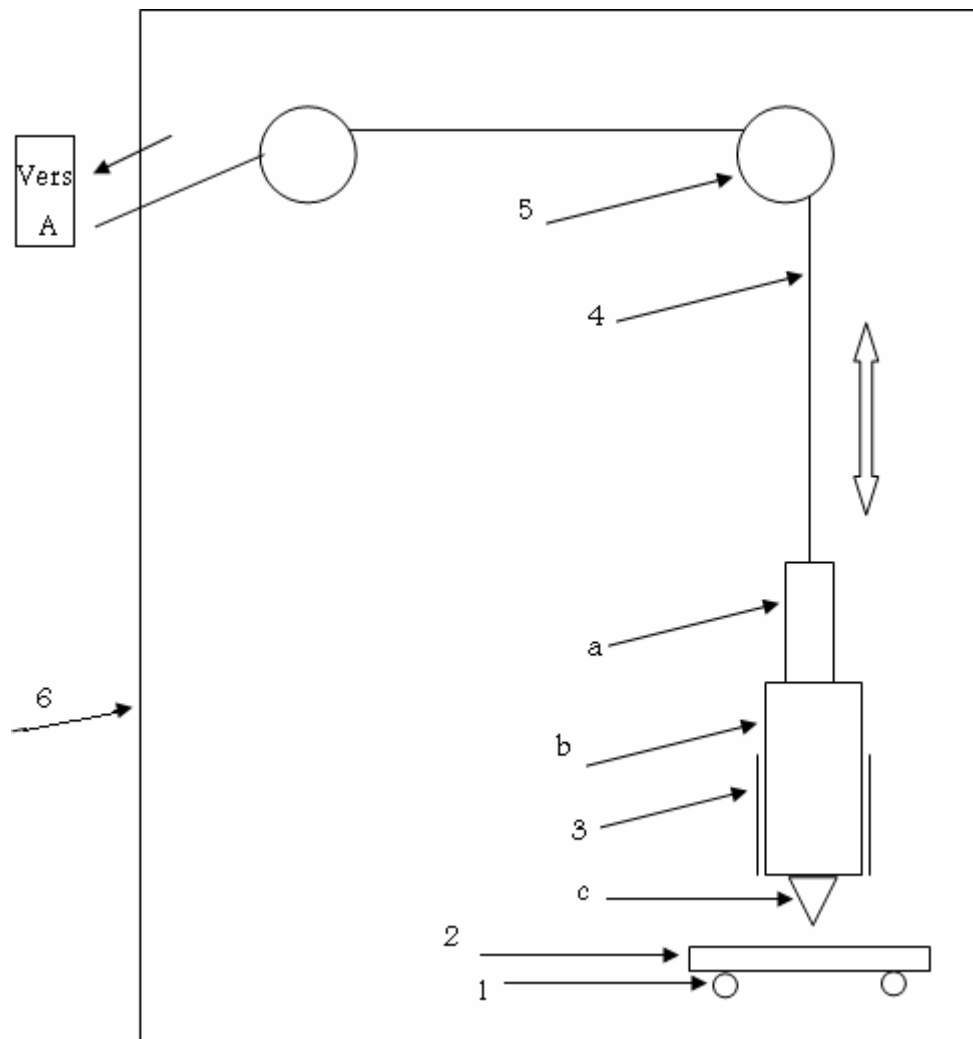


Figure 4.2.1: Schéma cinématique du dispositif de fatigue  
(partie B)

#### 4.2.6 Le test de fatigue:

Les surfaces des échantillons retirés du moule sont polies pour atteindre les dimensions exactes avant la mesure de la fatigue. Ensuite on place les échantillons dans le porte échantillon du dispositif de fatigue où ils sont soumis à des chocs cycliques jusqu'à la rupture complète du matériau. On considère ainsi le nombre de cycle où il y a la rupture de chaque échantillon.

Avant d'effectuer le test de fatigue, il faut indenter quelques échantillons. Les indentations sont faites par l'intermédiaire d'un dispositif d'indentation Vickers conçu dans le département d'optique et de mécanique de précision. La mesure des empreintes

est faite par le microscope "Néophot". Une partie des échantillons sont indentés par la méthode de Vickers où nous avons employé trois forces d'indentation : 10 N, 20 N et 30 N.

#### 4.2.7 Résultats:

Les résultats des tests de fatigue sont résumés dans des courbes.

##### 4.2.7.1 Influence de la charge d'indentation:

Pour étudier l'effet de la charge d'indentation, nous avons considéré le nombre de cycles à la rupture pour les échantillons indentés avec les charges 10N, 20N, 30 et 50N. La variation du nombre de cycles de la résine Meliodent en fonction de la charge d'indentation est reportée sur la figure 4.2.2 a. On constate que le nombre de cycle de rupture de la résine Meliodent diminue avec l'augmentation de la charge d'indentation.

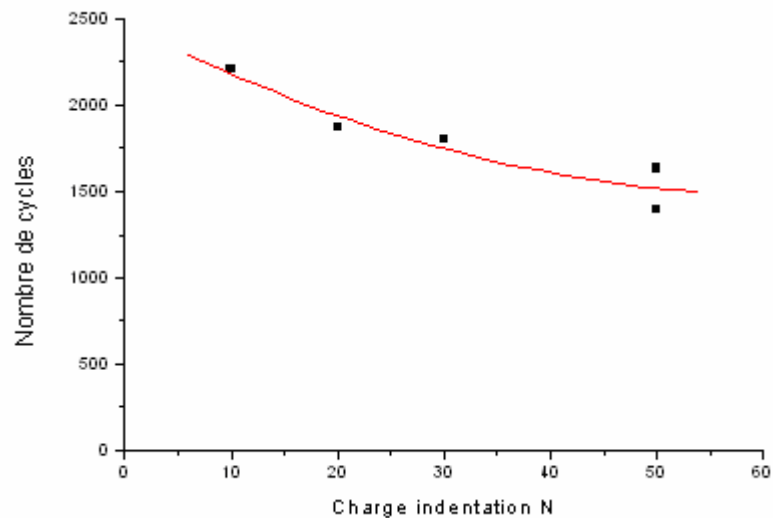


Figure 4.2.2 a: Variation du nombre de cycles en fonction de la charge d'indentation pour la résine Meliodent.

La même mesure a été effectuée sur l'autre résine: la résine Major. La variation du nombre de cycles de la résine Major en fonction de la charge d'indentation est reportée sur la figure 4.2.2 b. On remarque que le nombre de cycles à la rupture reste constant malgré le changement de la charge d'indentation.

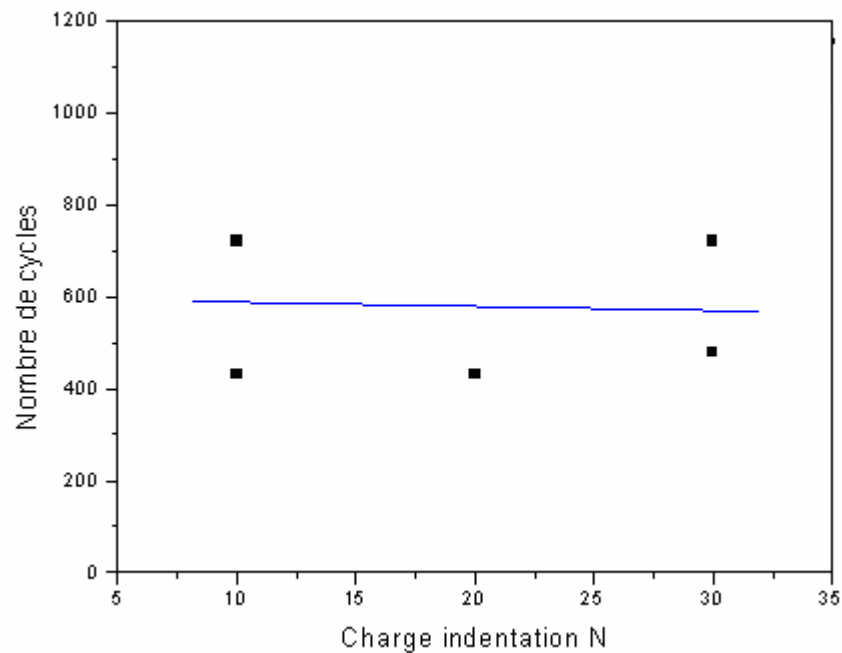


Figure 4.2.2 b: Variation du nombre de cycles en fonction de la charge d'indentation pour la résine Major.

#### 4.2.7.2 Comparaison entre les deux types de matériau:

L'influence du matériau est étudiée en prenant les valeurs des précédentes mesures des deux marques de résine en même temps. Le comportement des deux matériaux indentés à la rupture est donné sur la figure 4.2.3. D'après cette courbe, la résine Méliodent est plus résistante que l'autre résine. La résine Major est plus fragile du fait que sa rupture, après son indentation, se rompe aux plus faibles cycles par rapport à l'autre marque.

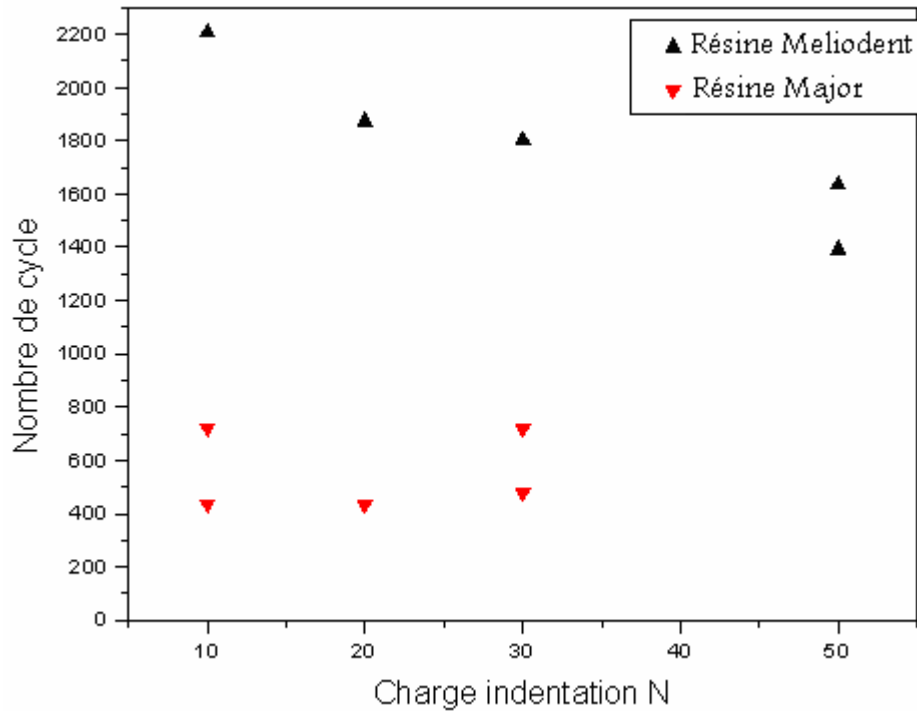


Figure 4.2.3: Variation du nombre de cycles en fonction de la charge d'indentation pour la résine Major et la résine Meliodent.

#### 4.2.7.3 Photographie de la rupture des échantillons:

##### a. Biomatérial dentaire Résine Meliodent :

La figure 4.2.4 montre les échantillons des bio-matériaux dentaires qui se sont endommagés et rompus en deux morceaux lors de l'essai de flexion en leur appliquant un chargement cyclique par choc avec le dispositif décrit dans la figure 4.2.1. L'échantillon en forme parallélépipédique avec défaut et sans défaut d'indentation Vickers est soumis à la fatigue dont le nombre de cycle à la rupture détermine la durée de vie de ce matériau appliquée en prothèses dentaires ou en restauration.

Pour étudier la rupture des différents échantillons, des images traitées en (b et b') et des micrographies en (c et c') pour montrer les faciès de rupture comme présentées dans la figure 4.2.4. On observe que la surface de la faciès de rupture contient des pores.

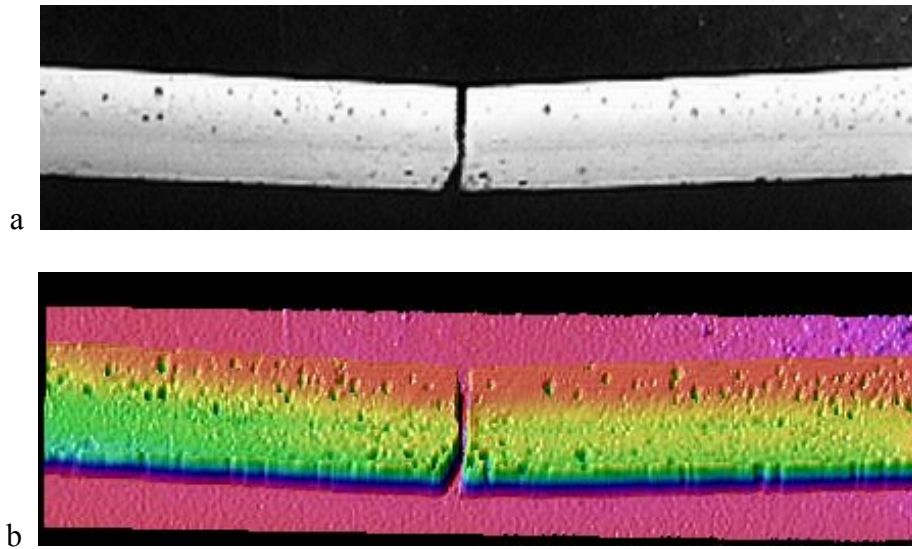


Figure 4.2.4: Photo de rupture de l'échantillon du biomatériau par fatigue cyclique par choc de la résine dentaire Meliodent  
 a- image en niveau de gris, b- image analysé par traitement d'image

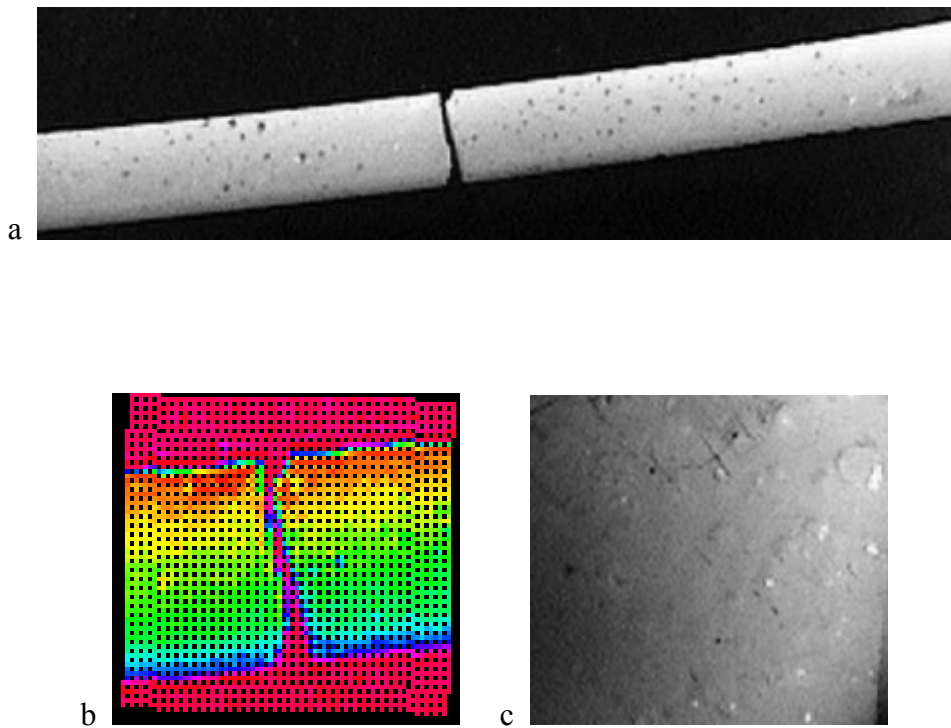


Photo de l'échantillon n°1: Biomatériau dentaire résine Meliodent.

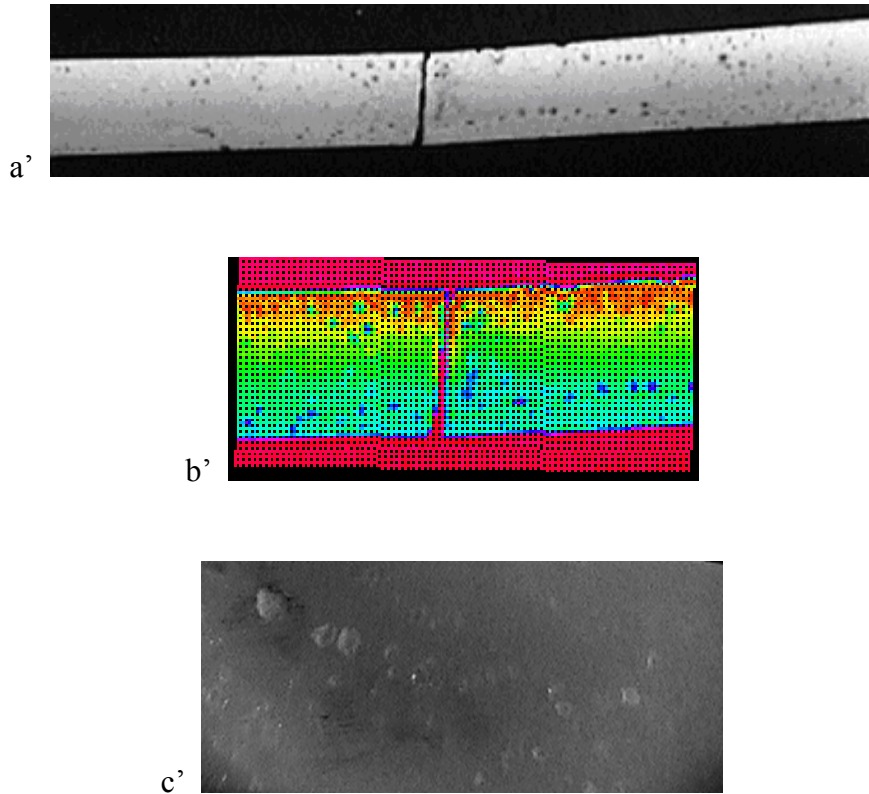


Photo de l'échantillon n°2: Biomatériau dentaire résine Meliodent.

Figure 4.2.5: Photo de l'échantillon du biomatériau: Résine dentaire Meliodent.

a et a': surface de l'échantillon rompu par fatigue cyclique

b et b': image analysé dans la zone de rupture

c et c': faciés de rupture du biomateriau en fatigue cyclique par choc

### **b. Biomatériau dentaire Résine Major:**

La figure 4.2.6 montre la rupture de l'échantillon en matériau dentaire de type Major. On observe que la surface de l'échantillon ne contient de pores comme celui de la résine « Meliodent », mais la surface est bien compacte. Ce qui explique l'état de surface de la face de rupture très lisse (figure 4.2.7) et par conséquent la rupture est fragile.

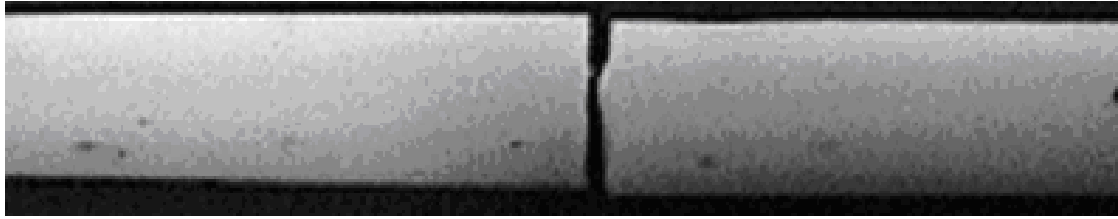


Figure 4.2.6: Photographie de la rupture de l'échantillon de la résine Major

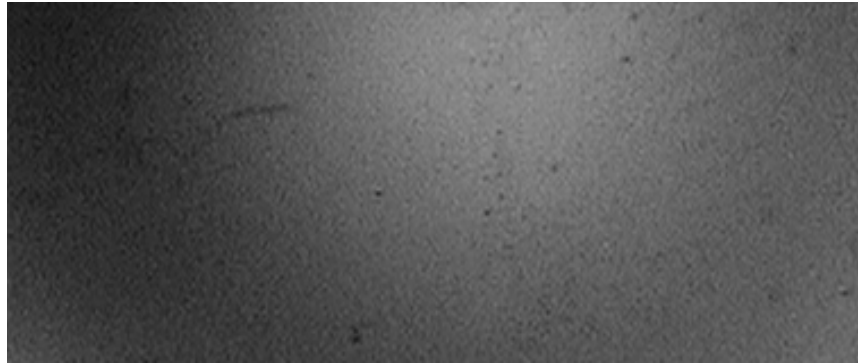


Figure 4.2.7: Micrographie de la face de rupture de la résine Major (60x)

#### **4.2.7.4 Durée de vie en fatigue cyclique:**

La figure 4.2.8 montre le nombre de cycle à rupture qui détermine la durée de vie par fatigue cyclique par choc. On remarque que l'échantillon de type Major est rompu à un nombre de cycle inférieur à 1000 par contre 6 échantillons sont brisés à des valeurs très supérieures à 1000 cycles. Par conséquent le biomatériau dentaire de type Major résiste mieux à la fatigue cyclique par choc. Tandis que 3 des 6 échantillons de type Meliodent sont rompus à des nombres de cycles inférieures à 1000 cycles, ce qui veut dire que ce type de matériau ne supporte pas des charges cycliques. Mais ce cas reste à vérifier statistiquement.



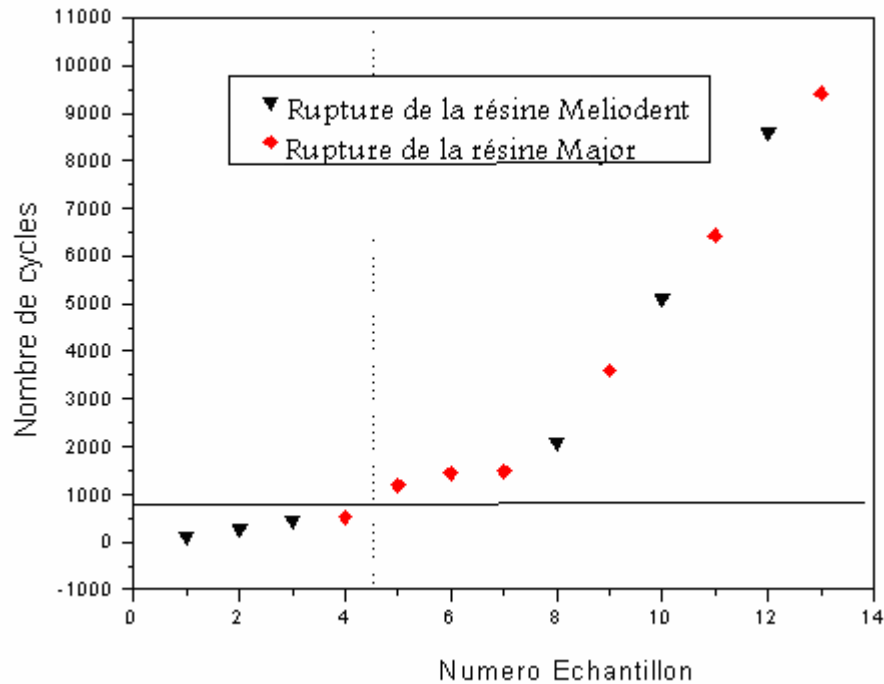


Figure 4.2.8: Nombre de cycle à la rupture par fatigue cyclique par choc pour deux types de biomatériaux.

#### 4.2.7.5 L'essai de l'endommagement et de la fatigue cyclique:

Le dispositif utilisé de dommages est basé sur un système bielle manivelle oscillante. Ce système transforme la rotation d'un moteur électrique en mouvement cyclique d'une fréquence de 2 Hz. Pendant les oscillations, un outil en acier aigu heurte l'échantillon par des chocs répétés. Ce pénétrateur cause un cratère de dommages qui s'élargit selon le nombre de chocs (figure 4.2.9).

Pour la fatigue cyclique, l'outil est remplacé par la dent normale qui heurte un deuxième échantillon composite fixe où une impression de Vickers est présentée sur sa face latérale (figure 4.2.10). L'impression de Vickers avec une charge de 40 N a été employée pour analyser le déclenchement et la propagation des fissures au coin de l'impression. Les longueurs radiales des fissures de chaque impression ont été mesurés à l'aide d'un microscope optique (Néophot 21). Pour une charge de 40 N, la longueur de la diagonale moyenne de l'indentation "a" était 41µm. Dans ce cas-ci, l'évolution des fissures est liée au nombre d'impacts (cycles). Les charges de tension et de compression sont la source de la progression des fissures.

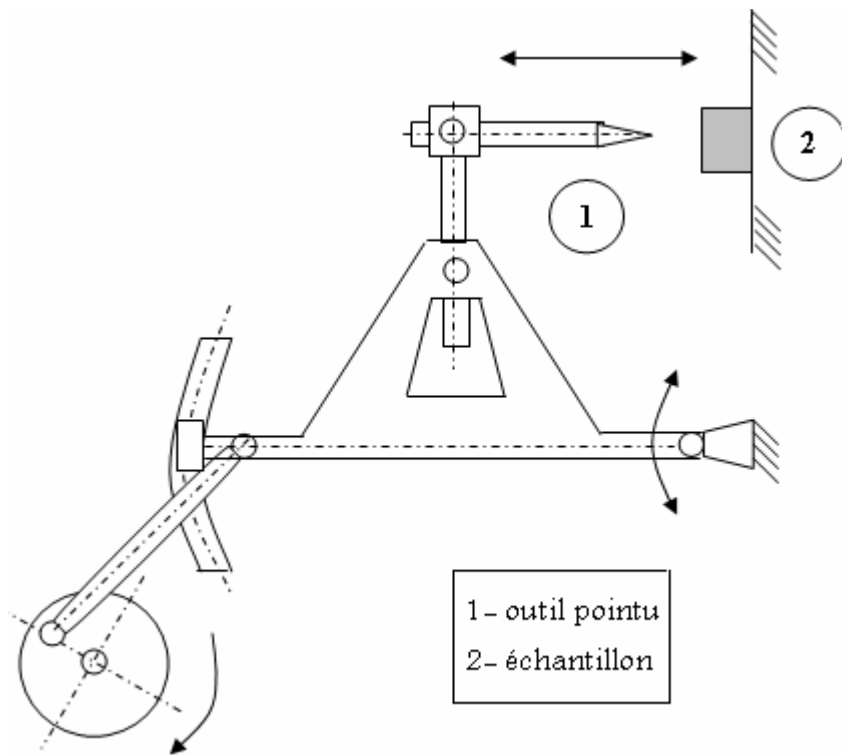


Figure 4.2.9: Dispositif d'endommagement

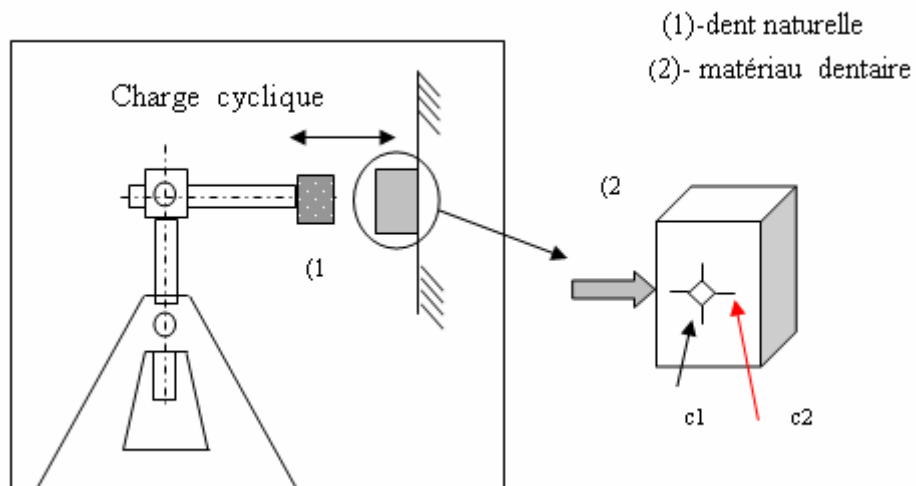


Figure 4.2.10: Dispositif de fatigue.

(c1)(c2): longueurs des fissures de l'indentation Vickers en tension et en compression.

#### 4.2.7.6 Résultats de l'endommagement et de la fatigue:

##### a. Endommagement du composite dentaire par chocs:

Dans le but d'observer les dommages d'une résine dentaire, un dispositif cyclique de choc à la basse vitesse d'impact est utilisé. Le matériel subit des chocs cycliques par un outil en acier aigu. Il permet d'évaluer les dommages sur le matériau par le diamètre du cratère provoqué par l'outil selon le nombre de cycles. Ces matériaux, sont très sensibles aux dommages provoqués par les chocs. En effet, ces dommages affaiblissent les caractéristiques mécaniques des structures du matériau. La figure 4.2.11 montre l'évolution de la zone endommagée de la résine dentaire Meliodent par un choc cyclique d'un outil en acier aigu. L'augmentation en diamètre de cratère par des chocs cycliques est illustrée par la micrographie de figure 4.2.12. Pour cette expérience et d'après la courbe 4.2.11, deux étapes peuvent être distinguées: des dommages à vitesse rapide et réduite. Jusqu'à 100 cycles, la taille de dommages augmente brusquement. De 200 jusqu'à 750 cycles, l'évolution du diamètre de cratère augmente faiblement sous une forme linéaire.

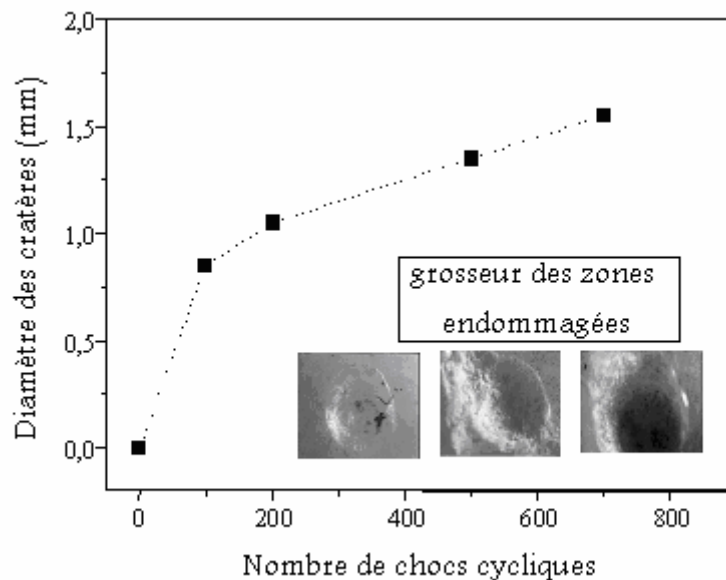


Figure 4.2.11: Taille des cratères de la zone endommagée par des chocs cycliques

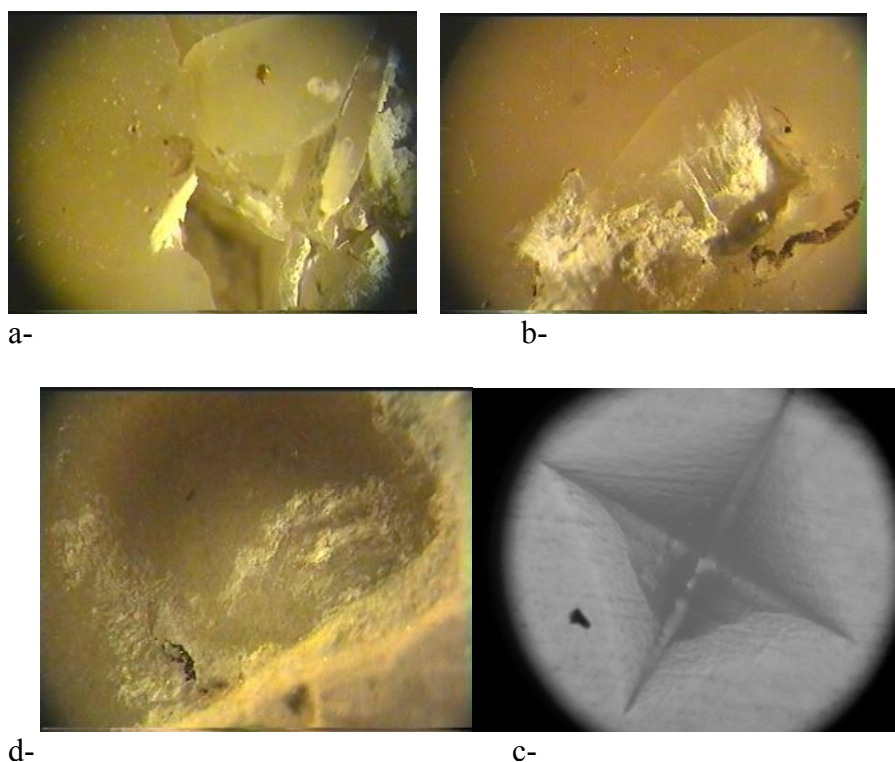


Figure 4.2.12: Micrographies des différents aspects de la surface endommagée

### **b. Fatigue cyclique:**

La fatigue est employée pour étudier la durée de vie des matériaux. Pour cet essai, une indentation de Vickers est faite sur la face latérale du composite dentaire. Une dent normale heurte le composite par un chargement cyclique. Ces chocs causent la propagation des fissures horizontales d'indentation de Vickers qui sont en traction. Les fissures verticales, en compression, se diminuent en longueur (figure 4.2.13). Les positions des fissures gauches (droites) correspondent en mode de tension et les fissures radiales de la position inférieure (supérieure) en mode compressif (figure 4.2.13). Les fissures radiales en traction évoluent fortement et un nouveau déclenchement de fente au coin de l'impression de Vickers a été observé (flèche dans figure 4.2.15). Afin de confirmer l'évolution des fissures d'indentation, les longueurs radiales horizontales des fissures ont été mesurées. Les deux courbes dans la figure 4.2.14 présentent la même tendance de la progression de la fissure de la traction. Les

impressions des indentations sur le composite dentaire, sous une charge de 40 N, sont montrées sur des micrographes avant et après l'essai de fatigue (figure 4.2.14).

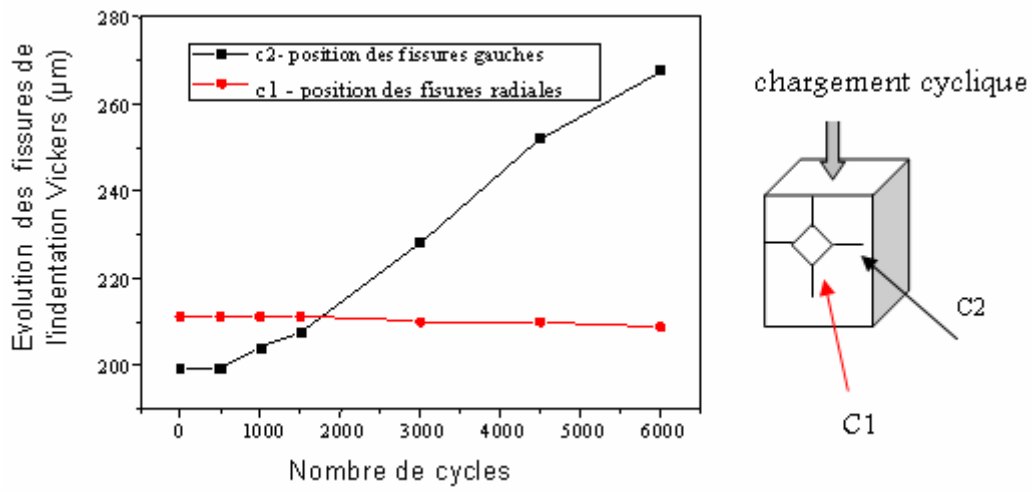


Figure 4.2.13: Evolution des fissures d'indentation de Vickers (en mode de tension et de compression)

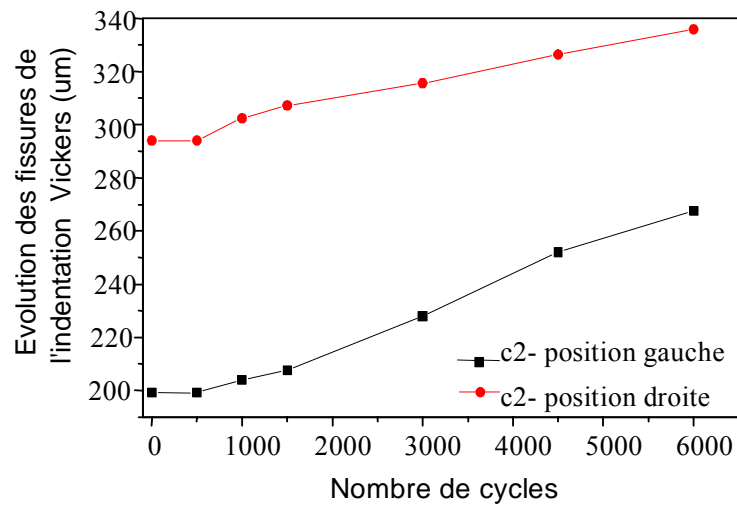


Figure 4.2.14: Evolution des fissures d'indentation en mode de tension

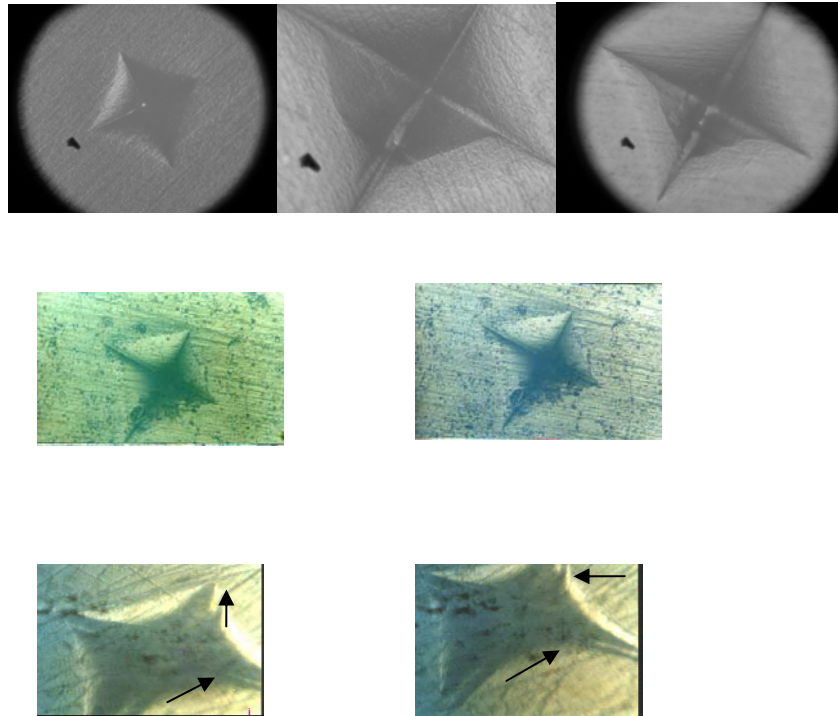


Figure 4.2.15: Micrographies des indentations Vickers (P= 40 N) sur le composite dentaire.

Un autre types d'essai a été réalisé c'est le suivi de l'évolution d'une fissure préexistante sur une résine dentaire sous l'effet des excitations vibratoires (figure 4.2.16 et 4.2.17).



Figure 4.2.16: Micrographie d'une fente sur le composite dentaire

La figure 4.2.17, montre que l'évolution de la fissure se divise en deux étapes distinctes: une période rapide et une deuxième phase plus lente.

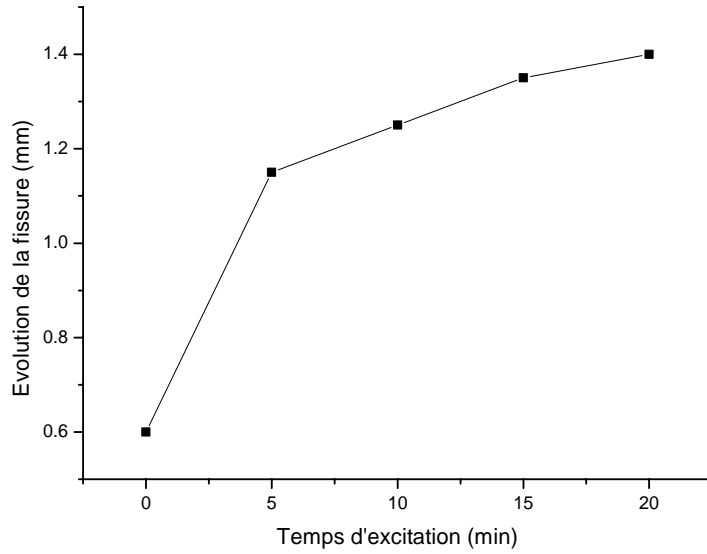


Figure 4.2.17: Evolution de la fissure en fonction du temps d'excitation.

On a aussi effectuée l'usure sur le même type d'échantillon (avec fissure) pour voir l'évolution de la fente en fonction de l'usure abrasive du côté où se trouve le défaut (figure 4.2.18).

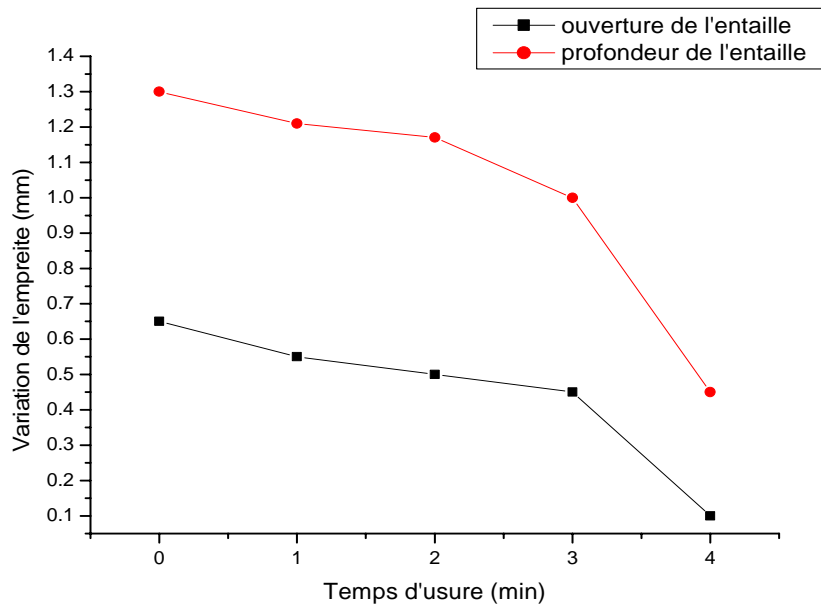


Figure 4.2.18: Evolution de la variation de la taille de la fissure en fonction du temps d'usure.

D'après la figure 4.2.18, on voit que l'ouverture et la profondeur de l'entaille se fait d'une façon lente puis il y'a un brusque changement rapide des dimensions de la fissure.

#### **4.2.8 Discussion de l'essai de l'endommagement et de la fatigue cyclique:**

Les dommages des restaurations comme le volume où les ruptures marginales ont été fréquemment rapportés [30]. Par conséquent, les propriétés mécaniques sous les charges de mastication et surtout la résistance à la fatigue sont importantes. Pour la l'étude de la fatigue, divers types d'essais sont proposés. Le premier essai a permis de faire une comparaison, par fatigue cyclique, de deux résines très utilisées pour la fabrication des prothèses dentaires. Pour étudier l'effet de la charge d'indentation, nous avons considéré le nombre de cycles à la rupture pour les échantillons indentés avec les charges 10N, 20N, 30 et 50N. Sur les courbes 4.2.2a et 4.2.2b, on constate respectivement que le nombre de cycle de rupture de la résine Meliodent diminue avec l'augmentation de la charge d'indentation et que pour la résine Major, le nombre de cycles à la rupture reste constant malgré le changement de la charge d'indentation. La variation, dans le dernier cas, n'est pas significative.

L'étude comparative des deux matériaux est exprimée dans la courbe 4.2.3, où on remarque que la résine Méliodent est plus résistante que l'autre résine. La résine Major est plus fragile du fait que sa rupture, après son indentation, se rompe aux plus faibles cycles par rapport à l'autre marque. Ce comportement est validé par l'état de la surface de la face de rupture qui est très lisse et bien compact de la résine Major (figure 4.2.7) et par conséquent la rupture est relativement fragile. Alors que pour la résine Meliodent, la surface de la faciès de rupture contient des pores, ce qui explique que la rupture de ce matériau n'est pas fragile.

L'endommagement des matériaux dentaires peut être évalué par un essai de fatigue cyclique de choc. La courbe de dommages présentée par le diamètre du cratère en fonction du nombre d'impacts cycliques provoqués par un outil en acier aigu a montré deux pentes : une dégradation rapide et lente. Dans la première étape, les dommages sur la surface de la résine dentaire provoqués par le chargement cyclique de l'outil (forme conique) sont relativement grands parce que la force appliquée est répartie sur un petit secteur de contact (contact entre le point et la surface plane). Dans ce cas-ci, le taux de propagation de fissure dû à la concentration d'effort au point de contact est



plus grand. Dans la deuxième étape, la surface de contact augmente quand les impacts sont supérieurs à 100 cycles. La détérioration se produit dans la surface pendant le premier cas et devient plus profonde dans le deuxième cas parce que l'outil pénètre sur la partie profonde du matériau. Pour la même charge, la surface de contact augmente pendant que les cycles augmentent. Par conséquent la force est répartie sur une grande surface et l'effort est réduit au-dessus du matériau. On remarque, aussi, d'après la figure 4.2.12 que l'endommagement de la résine est tout à fait différent que celui du composite. Celui de la résine Meliodent, il se fait par déplacement de matière (comportement plutôt plastique et non fragile). Pour le composite Hybride, on constate un brisement de nature fragile où des éclats et des fissures sont observés. Ce qui explique la nature fragile du composite dentaire. Par conséquent, ces matériaux sont très sensibles aux dommages provoqués par des chocs. En effet, ces dommages affaiblissent brusquement les caractéristiques mécaniques des structures du composite. Beaucoup d'études dans ce domaine ont établi ce fait et ont clairement montré les divers modes d'endommagement et de rupture résultant. Néanmoins, peu d'études ont été concernées par les effets de la fatigue de chocs à faible vitesse d'impact sur des matériaux dentaires.

Dans des conditions cliniques telles que des fonctions occlusives et masticatoire, les dents normales et reconstituées sont sujets au chargement cyclique. Ainsi, l'échec dû à l'effort de fatigue commence à partir d'un petit défaut structural tel qu'un vide ou une microfissure dans le matériel. De ce défaut, la fente de front de fissure peut graduellement se propager dans le matériel. Un procédé de rupture d'accumulation de la propagation de fissure sous-critique se produit pendant des états cycliques et mène finalement à la rupture catastrophique [31]. Les mécanismes de déclenchement de fissure dépendent des propriétés microstructurales et sont fortement affectés par les dispositifs microstructuraux locaux qui peuvent causer des concentrations localisées d'effort, telles que les éclats, les microfissures, les frontières particules-résine, etc [32]. La recherche de la fatigue dans les composites dentaires traite habituellement le nombre de cycles jusqu'à l'échec catastrophique parce que le procédé de rupture a été principalement conduit par l'effort macroscopique au bout de la fissure [33]. Une des méthodologies les plus puissantes dans l'étude des dommages de contact est la fracture de l'indentation. Cette approche détermine un seuil bien défini dans la réponse de dommages dans les essais indentation-cycle des matériaux fragiles [34].

La technique est basée sur l'approche de pointeur-pénétrateur. Les défauts (microcrak) de taille contrôlée, de la forme et de l'endroit sont présentés dans l'échantillon par l'indentation Vickers. Cette technique exige une mesure directe de la taille des fissures radiales obtenues autour de l'indentation. La fente se prolongera stablement pendant l'essai cyclique en réponse à la charge externe et peut être observée au microscope.

La progression de la fissure de l'indentation peut être évaluée par un essai à chocs cyclique où une dent normale frappe un échantillon de composite indenté. Seulement la propagation lente de la fissure au delà de l'étape initiale a été analysée. Le nombre total de cycles de rupture n'était pas sujet de notre étude.

L'évolution de la longueur des fissures d'indentation de Vickers en mode de tension et de compression en fonction du nombre du mode du cyclique, comme le montre la figure 4.2.13, présente deux tendances. Dans le premier (mode de tension), la fente se prolonge stablement pendant l'essai cyclique en réponse à la charge externe et dans le second (mode compressif), la fissure diminue faiblement avec le nombre de cycles.

Dans le premier cas, les fissures s'avèrent se propager de  $\Delta c = 40$  à  $70 \mu\text{m}$  aux cycles de 100 à 6000 oscillations. Dans le deuxième cas, les fissures s'avèrent diminuer de  $\Delta c = 40$  à  $70 \mu\text{m}$  aux cycles de 100 à 6000 oscillations. Le graphe qui illustre l'évolution des fissures de l'indentation provoquées par fatigue cyclique se compose de deux zones (figure 4.2.14):

- la première zone est caractérisée par une propagation de fissure de l'état d'équilibre, les efforts appliqués pendant 50 cycles ne fournissent pas assez d'énergie aux fissures de se propager et donc ils demeurent stationnaires
- la deuxième zone présente une propagation brusque des fissures de l'indentation, et c'est expliquée par l'accumulation de la fatigue dans une zone du processus localisé de dommages. L'application des efforts cycliques a amplifié les efforts résiduels. Ces efforts atteignent un niveau de seuil pour permettre aux fissures de se propager abruptement. Les fissures augmentent jusqu'à une longueur de  $338 \mu\text{m}$ .

Des études étendues ont été effectuées par Lawn et autres [35] sur les propriétés mécaniques et de la fatigue de la céramique dentaire dans des conditions de charge typiques d'usure et de contact appliqués aux couronnes. Dans notre cas, nous avons utilisé l'usure abrasive comme moyen de développement d'une fissure préexistante.

Pour n'importe quel matériau, généralement l'usure augmente au cours du temps. Dans notre cas, l'utilisation d'un abrasive a favorisé l'usure de nos échantillons. C'est que l'on observe sur la figure 4.2.18 où la diminution de la masse du produit s'est manifestée en deux phases distinctes. Durant la première période, l'usure s'est faite d'une façon régulière où l'abrasive a provoqué un enlèvement de matière. Après trois minutes de travail, on rencontre une chute brusque de l'allure des courbes. Ce comportement représente la deuxième phase de l'usure. Ce changement est dû au fait qu'en plus du lubrifiant primitif, des débris enlevés durant la première période ont donné un surplus au moyen de l'usure. Le temps représentant la variation brusque de l'allure de la courbe est valable seulement pour nos échantillons avec le type de l'abrasive utilisé. On note que le composite, en plus de la matrice en résine, comporte des particules de chargement très fines. Ces particules sont des grains de céramique très dures. Donc l'enlèvement du matériau durant la deuxième phase est la conséquence du surplus de gains de céramique apporté à l'abrasive. Ces deux phases sont aussi observées pour les deux courbes et la même interprétation peut être conclue que le premier cas. Les deux courbes ont donné des allures identiques et l'écart entre elles est presque constant. La nature géométrique de l'entaille confirme ce comportement. Lorsque la profondeur du défaut diminue, par le phénomène de l'usure, automatiquement la profondeur de l'entaille se rétrécit. Cependant, l'usure n'a pas favorisé l'apparition d'une quelconque fissure au fond de l'entaille (photographie) car de part et d'autre du défaut, les deux sections de l'échantillon ont été usées en même d'une façon analogue au cours du temps. Aussi, les grains de l'abrasive et les particules du composite n'ont pas de puissance nécessaire, à cause de leurs tailles (quelques  $\mu\text{m}$ ) pour initier une fissure. Le contraire s'est produit sur la figure 4.2.18 où on observe une évolution nette de la fissure de l'entaille en fonction du temps d'excitation. Au contact avec l'échantillon, l'excitateur a chargé le matériau par des forces de vibration de même grandeur. Ces charges cycliques ont créés des ondes qui se sont propagées à l'intérieur du composite. L'amplitude de ces vibrations ont provoqué l'évolution de la fissure au fond de l'entaille vu les faibles dimensions de l'échantillon et surtout l'épaisseur. Ceci montre le rôle destructeur des vibrations dans les structures présentant des défauts accidentels ou de fabrication. Ce phénomène peut exister dans les dents présentant des restaurations notamment lors du broyage des aliments très dures. L'apparition d'une fissure ou l'enlèvement

accidentel du produit artificiel de la dent peut engendrer une dégradation du matériau par l'évolution et la propagation des fissures. Ceci peut être rencontré surtout par l'utilisation excessive d'une brosse à dent électrique.

Pour réduire la propagation des fissures dans les matériaux dentaires, on peut utiliser les mécanismes suivant: la déviation des fissures, la déformation localisée, utilisation des fibres, grains ou d'autres discontinuités, des changements localisés du module élastique ou la microstructure, et l'émoussement des fissures [36]. Telles stratégies résultent des dommages localisés limités plutôt que l'échec catastrophique total immédiat de la structure entière.

On note qu'une majorité de cette étude expérimentale a été l'objet de deux séminaires internationaux [37,38] et deux publications internationales [39,40].

### **Bibliographie:**

[1] Thomas Stober, Tanja Lutz, Herbert Gilde, Peter Rammelsberg. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dental Materials* 22(2006), 243–249.

[2] Hu X, Marquis PM, Shortall AC. Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. *J Prosthet Dent* 82(1999), 214–20.

[3] Graf K, Johnson GH, Mehl A, Rammelsberg P. The influence of dental alloys on three-body wear of human enamel and dentin in an inlay-like situation. *Operative Dentistry* 27(2002),167–74.

[4] Takeuchi CY, Orbegoso Flores VH, Palma Dibb RG, Panzeri H, Lara EH, Dinelli W. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *Operative Dentistry* 28(2003), 281–286.

[5] Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *Operative Dentistry* 29-3 (2004), 269-274.

[6] Say E, Givelek A, Nobecourt A. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Operative Dentistry* 28(2003), 628-634.

[7] Venhoveña A, Gee A, Werner A, Davidson C. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials* 17 (1996) 735–740.

[8] Xu H.H.K, Quinn J.B, Giuseppetti. Three-body wear of dental resin composites reinforced with silica-fused whiskers. *Dental Materials* 20(2004), 220–227.

- [9] Clelland N.L, Pagnotto M.P, Kerby R.E, Seghi R.R. Relative wear of flowable and highly filled composite. *J Prothet Dent* 93(2005), 153-157.
- [10] Muratoglu M, Aksoy M. *Materials Science and Engineering A282* (2000), 91-99.
- [11] Lim S, Gupta M, Ren L. The tribological properties of Al-Cu/SiCp metal-matrix composites fabricated using the rheocasting technique. *Journal of Materials Processing Technology* 89(1999), 591-596.
- [12] Weiping W, Anthony T, DiBenedetto, A.Jon. Goldberg. Abrasive wear testing of dental restorative materials. *Dental Materials* 219(1998), 213-219.
- [13] Venkata S. Nagarajan, Said Jahanmir, Van P. Thompson. In vitro contact wear of dental composites. *Dental Materials* 20(2004), 63-71.
- [14] Qi W, Tu J and Liu F. Microstructure and tribological behaviour. *Materials Science and Engineering A00*(2002), 1-8.
- [15] Kunzelmann K, Jelen B, Mehl A, Hichel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/ CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry* 4(2001), 171-184.
- [16]A. Ramalho A, Vale Antunes P. Reciprocating wear test of dental composites: effect on the antagonist. *Wear* 259 (2005) 1005–1011.
- [17] Zantner C, Kielbassa A, Martus P. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. *Dental Materials* xx(2004)xxx.
- [18] De Witt A, De Maeyer E, Verbeeck R. Surface roughening of glass ionomer cements by neutral NaF solutions. *Biomaterials* 24(2003), 1995-2000.
- [19] Turssia C, Faraoni J, Menezes M. Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. *Dental Materials* 22(2006),77–83.
- [20] Geurtsen W , Leyhausen G and Garcia F. Effet of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four poluacid-modified composite resin (compomers). *Dental Materials* 15 (1999),196-201.
- [21] Carrilho M, Carvalho R, Tay F, Pashley D. Effect of storage media on mechanical properties of adhesive systems. *Am J Dent* 17(2004),104-108.
- [22] Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 3(1982), 155–9.
- [23] Narva K, Lassila L, Vallittu P. Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethcrylate composite. *J Prosth Dent* 91(2004), 158-163.

- [24] Attar N, Tam L.E, Comb D.M. Mechanical and physical properties of contemporary luting agents. *J Prosthet Dent* 89(2003), 127-134.
- [25] Bapna M, Gadia C, Drummond J. Effect of aging and cyclic loading on the mechanical properties of glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* 110(2002), 330-334.
- [26] Tjandrawinana R, Irie M, Suzuki K. Flexural properties of eight flowable light-cured restorative materials, in immediate vs 24-hour water storage. *Operative Dentistry* 30(2005), 239-249.
- [27] Pinto J.R.R, Mesquita M.F, Nobilo M.A.A, Henriques G.E.P. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength deformation of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 92(2004), 288-293.
- [28] Heintze S.D, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials* 22(2006), 166–175.
- [29] Callaghan D.J, Vaziri A, Nayeb-Hashemi H. Effect of fiber volume fraction and length on the wear characteristics of glass fiber-reinforced dental composites. *Dental Materials* 22(2006), 84–93.
- [30] S. Klinge, G. Schmidt, R. Frankenberger. Clinical behavior of solitaire: one-year results. *J Dent Res* 97(2000), 185-189.
- [31] Grandini S, Goracci C, Moncesca F. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber post: three-point bending test and SEM evaluation. *Dental Materials* 21(2005),75-82.
- [32] Rajat Banerjee and Kumar Sarkar. Indentation fatigue of soda-lime-glass cyclic indentation. *Glastech. Ber. Glass. Sci. Technol.* 6(1995), 68-75.
- [33] KM. Liechti, GA. Arzoumanidis, S. Park. Fatigue fracture of fully saturated bonded joints. *J Adhesion* 78(2002), 383–411.
- [34] Galyna M, Antheunis V, William H. Evaluation of sub-critical fatigue crack propagation in a restorative composite. *Dental Materials* 21(2005), 252-261.
- [35] BR. Lawn, A. Pajares, Y. Zhang. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*. 25(2004),2885–2892.
- [36] B. Lawn. *Fracture of brittle solids*. 2nd édition. Cambridge: Cambridge University Press. 1993.
- [37] Smata Lakhdar, Bouzid Said, Azari Zitouni. Damage and erosive wear of dental ceramics. Fourth Arab Congress on Materials science (ACMS-IV). 26-28 /09/2005. Lybie.

[37] Smata Lakhdar, Bouzid Said. Comportement à l'usure des matériaux dentaires. International Conference of Mechanics and Materials. 04-06 /11/2006. Sétif.

[39] Smata Lakhdar, Bouzid Said. Dental materials under different pH. Research Journal of Medical Sciences. 2(2007), 147-151.

[40] Smata Lakhdar, Bouzid Said, Azari Zitouni. Damage by cyclic loading of Composite dental materials. Handboock ISTE: Particle and continuum aspects of mesomechanics, Mesomechanics.2007, 631-639.

## CHAPITRE IV

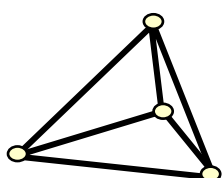
### SIMULATION NUMERIQUE

#### 5.1 Introduction:

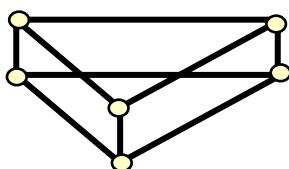
La méthode des éléments finis est une méthode générale pour résoudre les problèmes industriels en construisant très efficacement des modèles de simulation. Elle est actuellement appliquée dans des domaines très divers pour résoudre des problèmes de mécanique des solides et/ou de mécanique des fluides, des problèmes de thermique, d'électricité, d'électromagnétisme.

#### 5.2 Familles d'éléments :

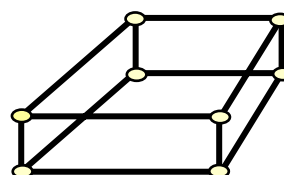
Eléments solides - problèmes 3D (trois degrés de liberté par nœud)



**Tétraèdre**  
4, 10 nœuds



**Prisme**  
6, 15 nœuds et plus



**Hexaèdre**  
8, 20 nœuds et plus

La simulation numérique consiste à reproduire par le calcul le fonctionnement d'un système, préalablement décrit par un ensemble de modèles. Elle s'appuie sur des méthodes mathématiques et informatiques spécifiques. En chaque point de l'objet considéré, plusieurs grandeurs physiques (vitesse, température...) décrivent l'état et l'évolution du système étudié. Celles-ci ne sont pas indépendantes, mais reliées et régies par des équations, généralement aux dérivées partielles.

Ces équations constituent la traduction mathématique des lois de la physique qui modélisent le comportement de l'objet. Simuler l'état de ce dernier, c'est déterminer – idéalement en tout point – les valeurs numériques de ses paramètres. Comme il y a un nombre infini de points,



donc une infinité de valeurs à calculer, cet objectif est inaccessible (sauf dans des cas bien particuliers où l'on peut résoudre les équations de départ à l'aide de formules analytiques).

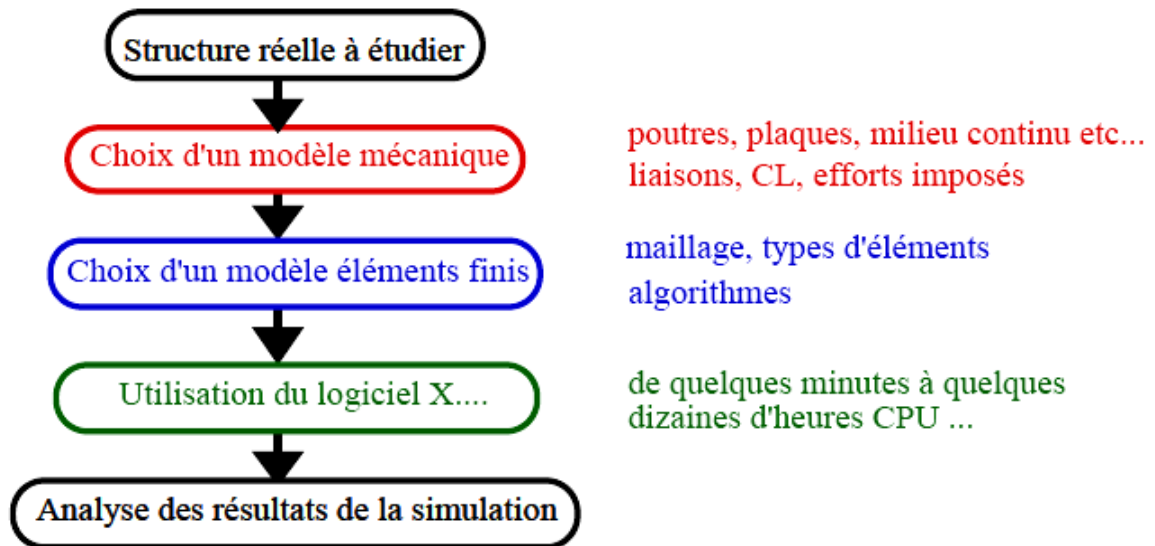


Figure 5.1: Les principales phases d'une analyse par éléments finis.

La réalisation du modèle éléments finis est obtenue par l'assemblage d'éléments. Cette opération est appelée discrétisation ou maillage du modèle mécanique de la structure à étudier. La qualité des résultats est très fortement conditionnée par le maillage adopté. C'est une des raisons pour lesquelles il n'est pas suffisant de disposer d'un programme pour produire des simulations convenables de la réalité.

### 5.3 Simulation de chargement des dents avec et sans restauration :

Pour simuler l'état des dents, dans le milieu buccal, nous avons considéré des dents sollicitées avec et sans restauration.

#### 5.3.1 Simulation de chargement des dents sans restauration:

Avant de charger la dent, il faut faire un maillage pour choisir les points de chargement de la structure. Sur la figure 5.2 est représenté la forme des dents en résines dentaires et le maillage de la dent simulés en 2D sans effort extérieur.

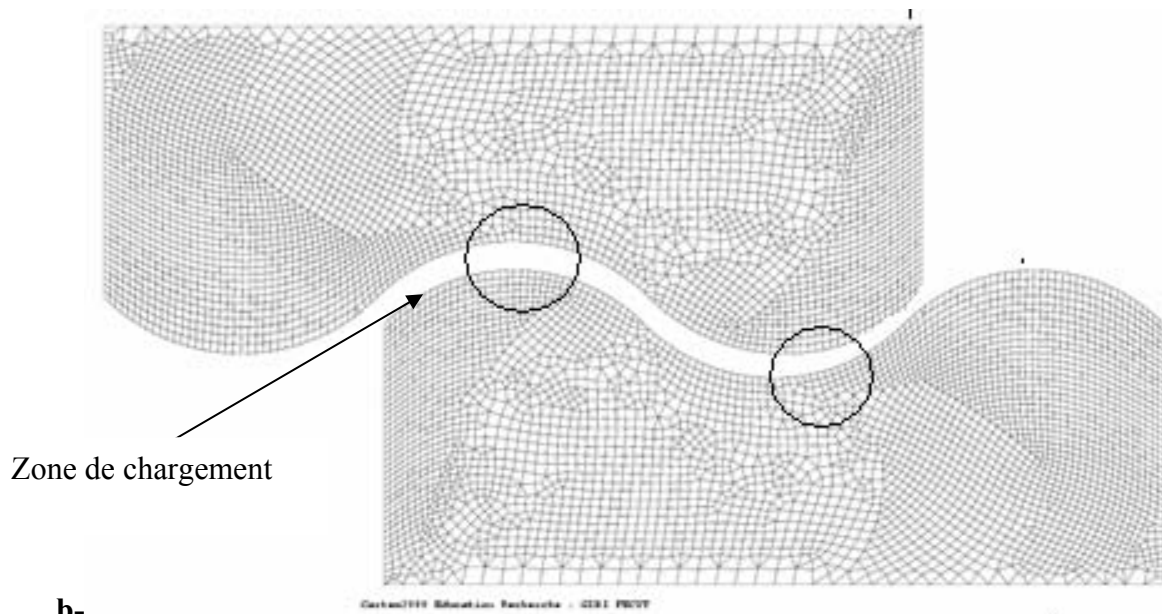


Avant

Après

Couronne antérieure

a-



Zone de chargement

b-

Figure 5.1: **a)** La forme des dents en résines dentaires  
**b)** Le maillage de la dent simulé en 2D sans effort extérieur (sans chargement).

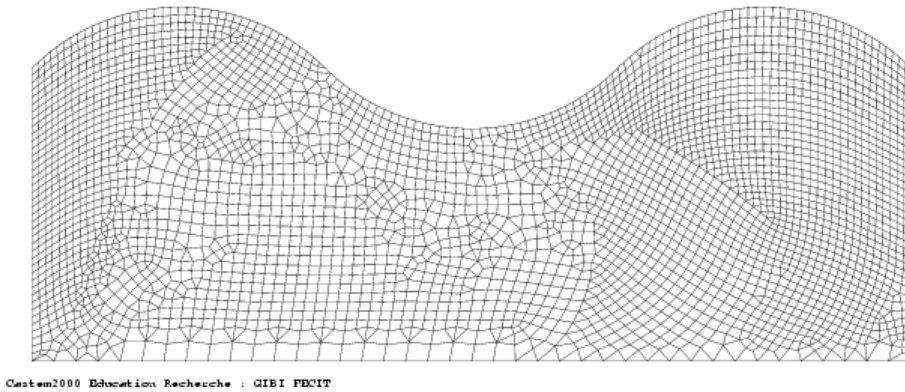


Figure 5.1bis: Maillage choisi pour le calcul numérique.

Une fois que le maillage est fait, on charge la dent sur deux endroits critiques c'est-à-dire les deux sommets des courbures de la dent (figure 5.2). Sur cette figure, on voit que les chargements ont crée des champs de contraintes qui évoluent à travers la pièce. Cette répartition s'atténue au fur et à mesure qu'on s'introduit dans la dent.

La figure 5.3 montre clairement la répartition des champs de contraintes à l'intérieur de la dent. Sous l'influence des deux forces extérieures, il y'a apparition d'autres contraintes .

Sur cette figure, on distingue deux grands pics presque de même grandeur. Ceci est provoqué par les deux forces appliquées sur la structure.

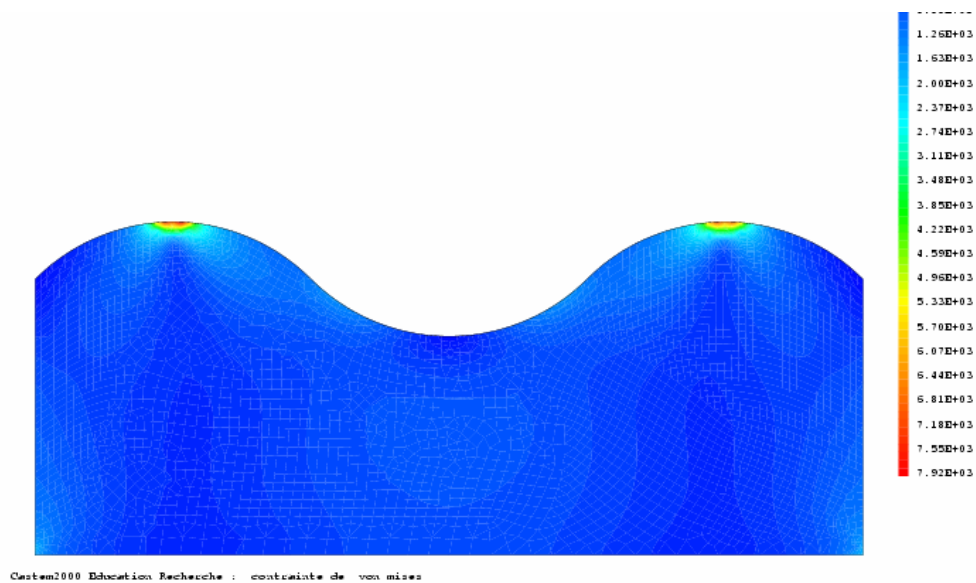


Figure 5.2: Etat de chargement de la dent.

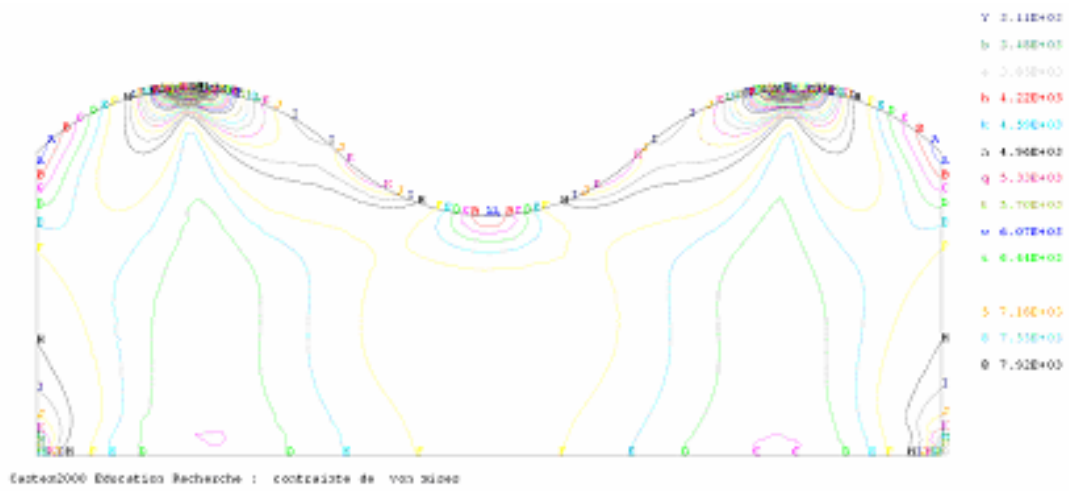


Figure 5.3: Etat de contraintes de Von-Mises

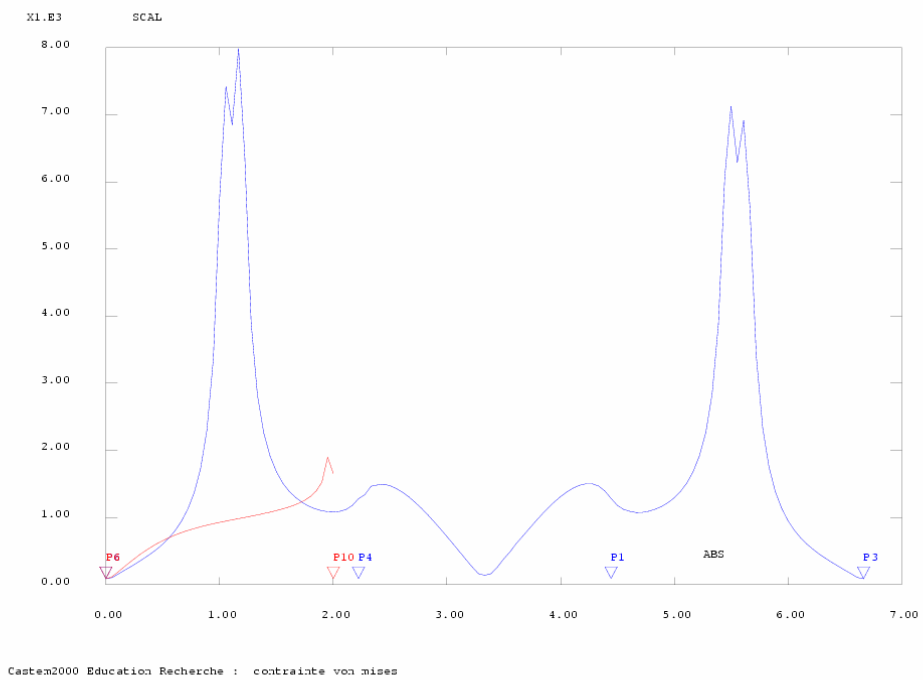


Figure 5.4: L'évolution spatiale des contraintes de Von-Mises

### 5.3.2 Simulation de chargement des dents avec restauration:

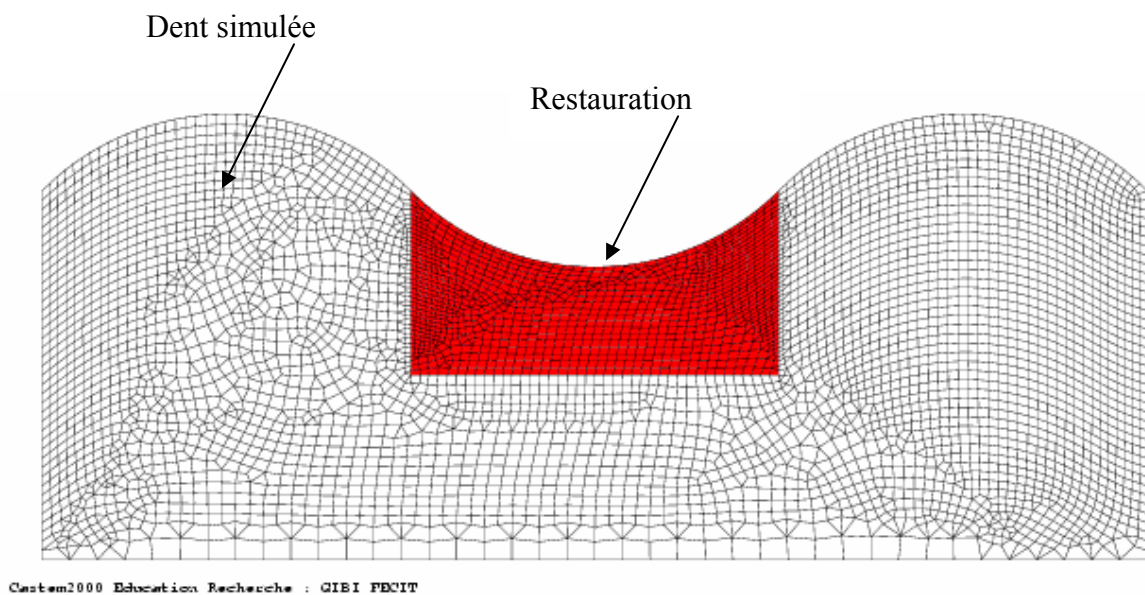
Pour cette simulation, on a considéré la même dent avec une restauration au milieu de la structure. La figure 5.5 montre le cas réel d'une restauration, de deux dents, avec un amalgame.



Figure 5.5: Cas réel d'une restauration avec un amalgame.

Si on charge la dent au milieu de la restauration, on reçoit la figure 5.6 où l'endroit le plus chargé est le point d'application de la force.

La figure suivante (figure 5.7) montre la distribution des contraintes de la force appliquée sur l'amalgame. Cette distribution est faiblement répartie à l'intérieure de la dent.



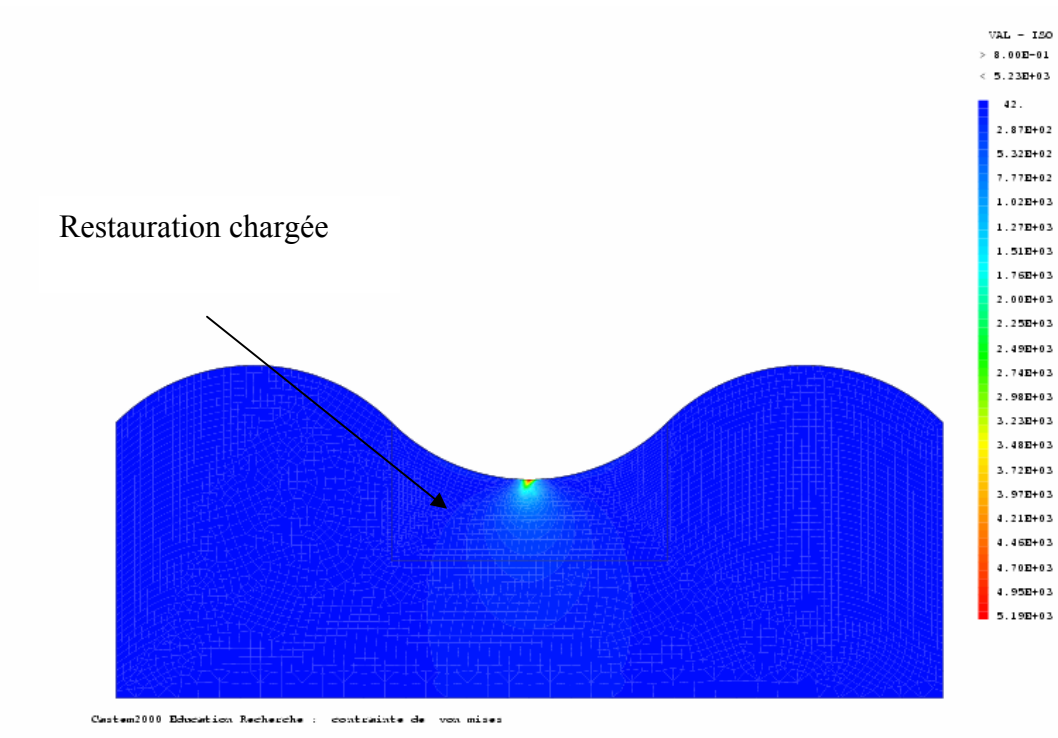


Figure 5.6: Chargement de l'amalgame

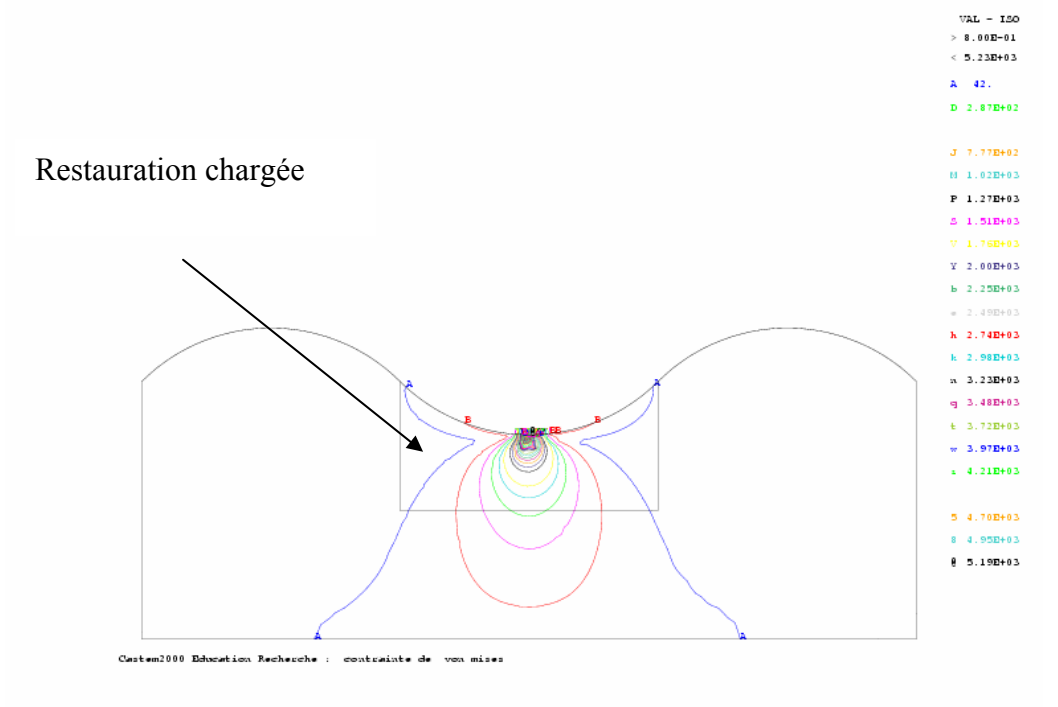


Figure 5.7: Distribution des contraintes de Von-Mises avec la restauration chargée.

La plus grande contrainte se trouve dans l'endroit le plus chargé à savoir le milieu de l'amalgame (figure 5.7). La force appliquée, d'après sa valeur, n'a pas d'effet remarquable sur la dent.

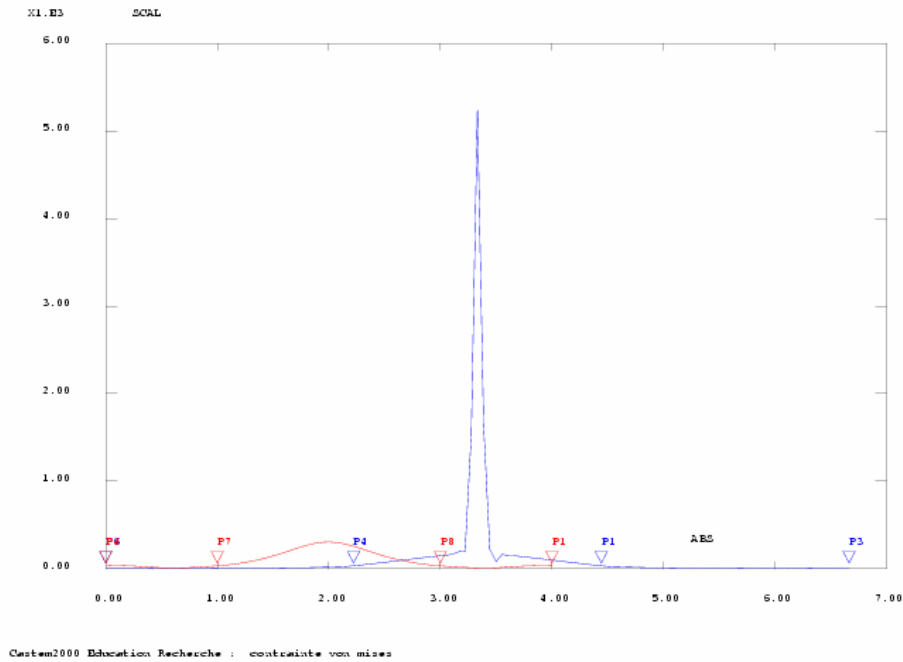


Figure 5.8: l'évolution des contraintes de Von-Mises. Cas de la restauration chargée

Le chargement de la dent restaurée avec deux forces près de l'amalgame est représenté sur la figure 5.9. Comme déjà mentionné, la concentration des forces se trouve toujours aux points d'application des efforts. Pour ce cas, la distribution des iso-valeurs de contraintes est répartie jusqu'à la restauration (figure 5.10).

D'après la figure 5.11, une grande évolution des contraintes est remarquée aux points d'application des deux charges.

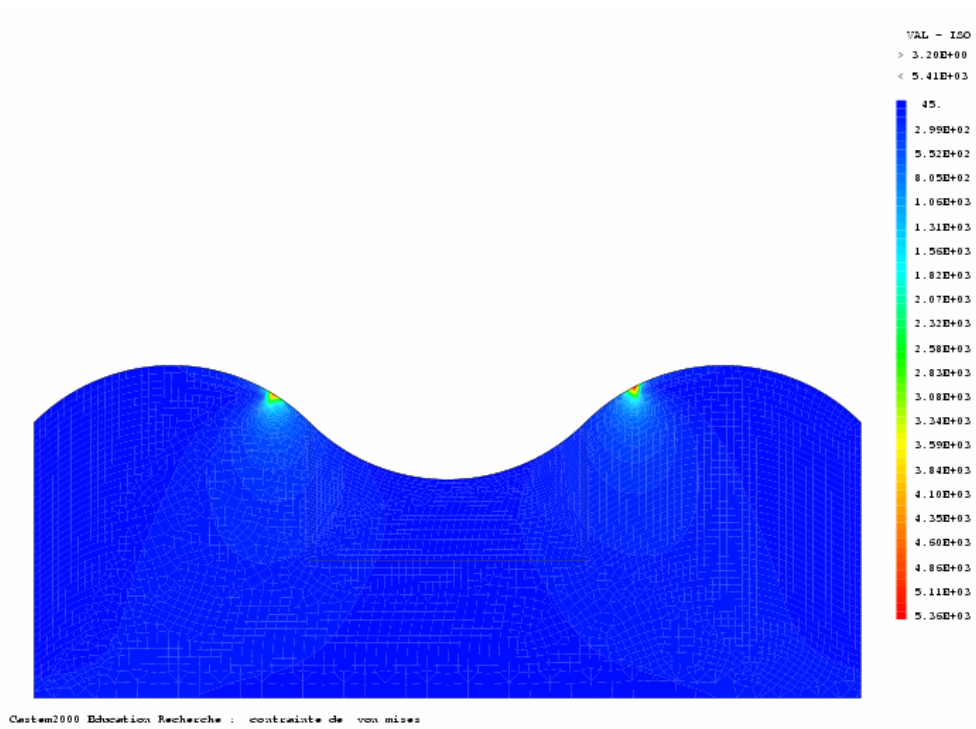


Figure 5.9: Chargement de la dent restaurée avec deux forces.

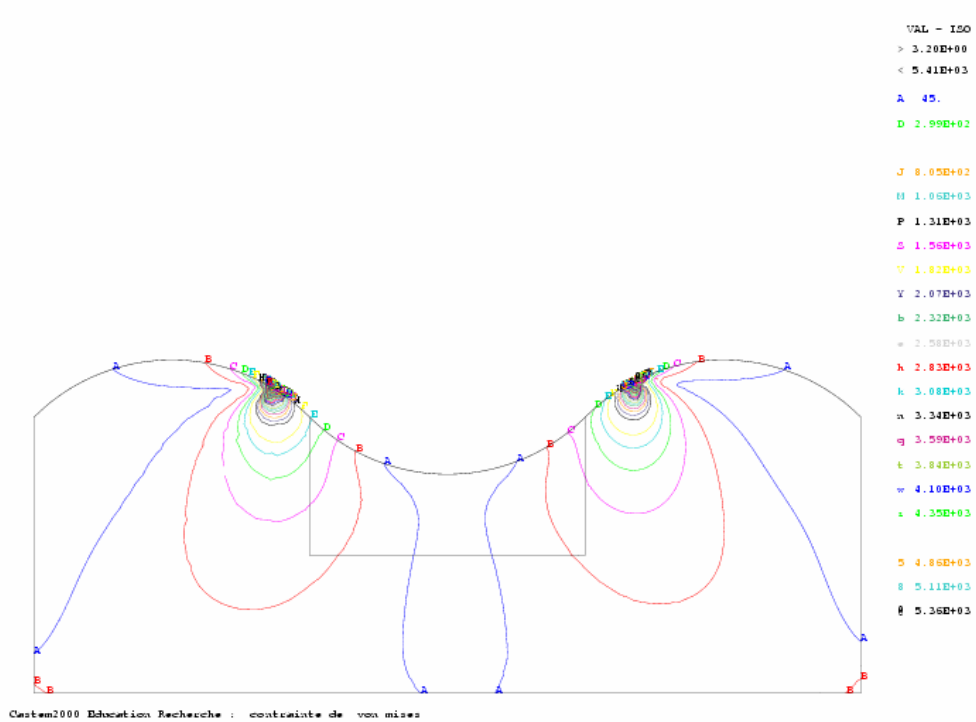


Figure 5.10: Distribution des iso-valeurs de contraintes. Cas de la restauration chargée.



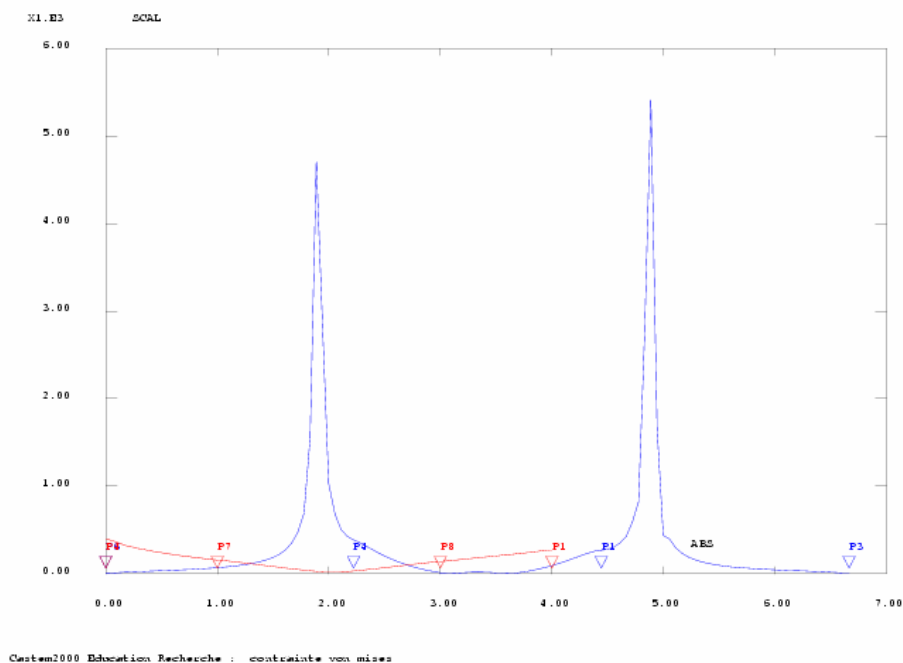


Figure 5.11: Evolution des contraintes de Von-Mises dans la région de sollicitation

Un autre cas a été considéré: c'est le chargement de la dent et de l'amalgame en même temps (figure 5.12). Comme déjà souligné dans le sous chapitre 2.4.6 (les cycles de la mastication), dans le cycle de mastication, la phase d'écrasement suit la phase préparatoire et représente une interaction de trois corps: les dents et la nourriture. Elle commence quand les dents entrent en contact avec d'abord la nourriture et continue jusqu'à ce qu'il y ait contact de dent-à-dent ou jusqu'à ce que la mâchoire commence à s'ouvrir (figure 5.13).

Ici, on considère le cas le plus critique, c'est le contact entre les dents ( schema c) en plus d'une de la présence d'une restauration.

La distribution des contraintes s'est fait à travers la dent et la restauration surtout dans les zones où les forces ont eu un effet remarquable (figure 5.14).

Sur la figure 5.15, l'évolution spatiale des contraintes montre que les grandes contraintes se situent dans les deux endroits d'application des forces c'est long de la périphérie de la dent simulée.

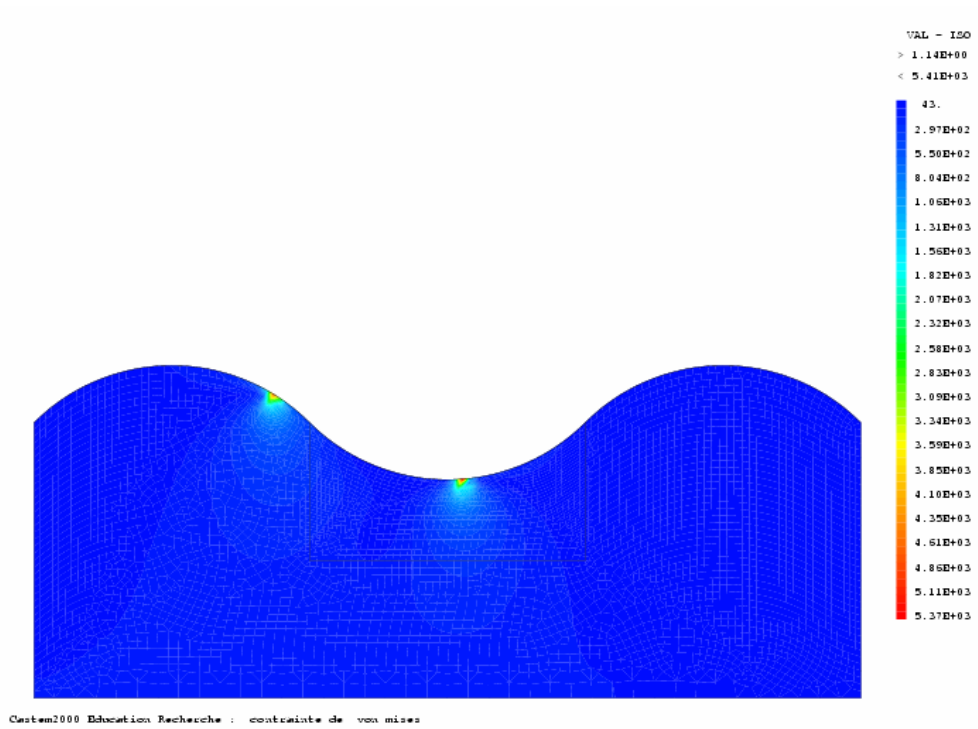


Figure 5.12: Chargement de la dent et de la restauration.

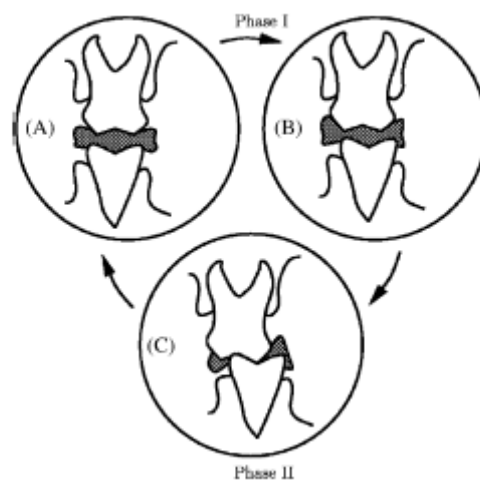


Figure5.13: Cycle de mastication.

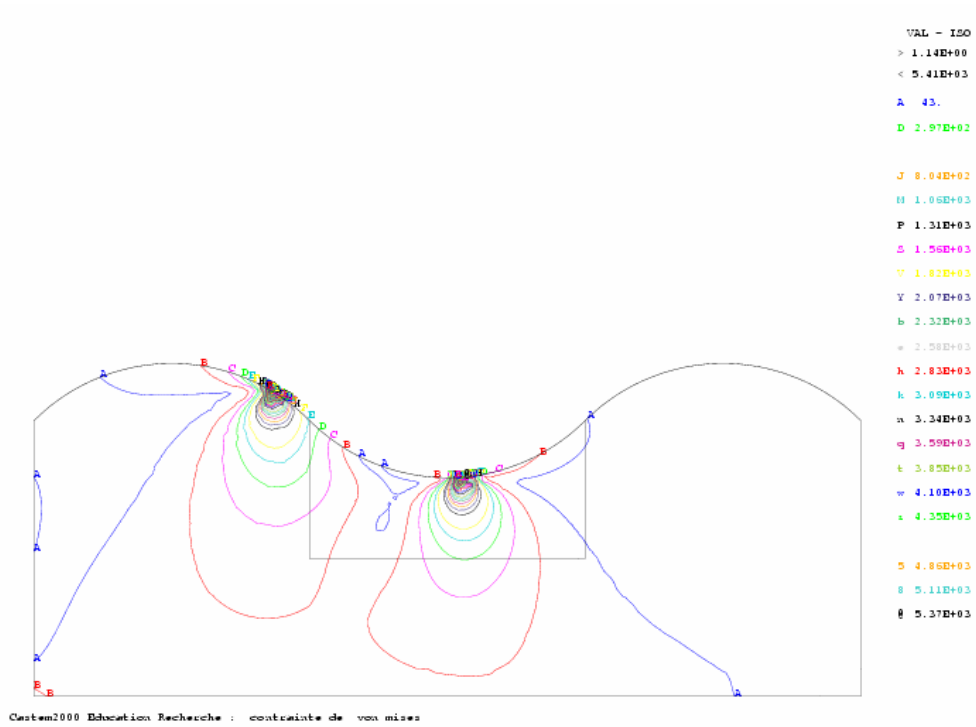


Figure 5.14: La distribution des iso-valeurs de contraintes de Von-Mises pour un chargement de la dent et de la restauration

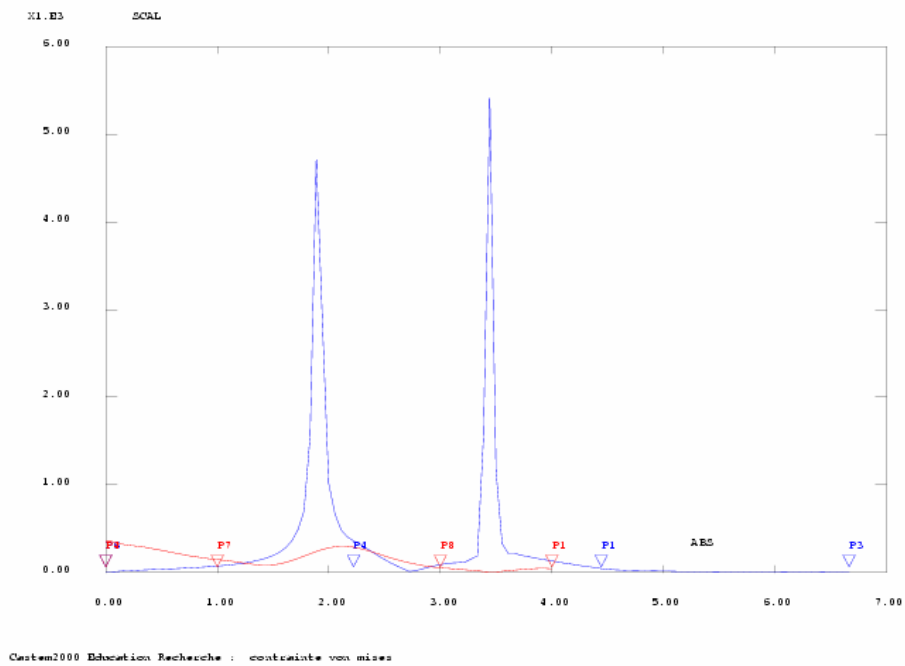


Figure 5.15: Evolution des contraintes de Von-mises le long de la périphérie de la dent simulée pour un chargement de la dent et de la restauration

### 5.3.3 Simulation de chargement de la dent avec entaille (carie)

Dans ce cas, on fait la simulation de la dent avec entaille en V simulé à une carie dentaire, puis on sollicite cette dent avec un chargement proche de l'entaille. La figure 5.16 montre le maillage de la dent avec entaille en V.

Ceci peut représenter une carie d'une molaire (figure 5.17).

La distribution de contraintes de Von-mises ainsi que la distribution de iso-valeurs de contrainte sont représentés respectivement dans les figures 5.18 et 5.19. On remarque que le chargement appliqué à l'endroit désigné montre qu'il existe une interaction entre les contraintes à l'endroit de la sollicitation est le fond de l'entaille (carie simulée).

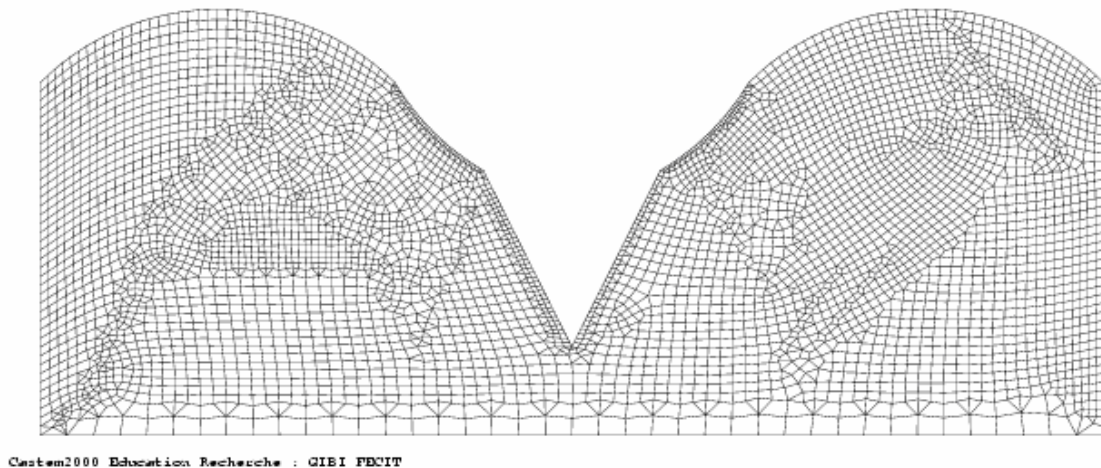


Figure 5.16 : Maillage de la dent simulée avec entaille pour le calcul numérique.

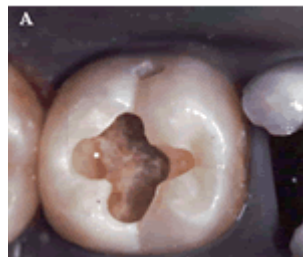


Figure 5.17: Carie d'une molaire

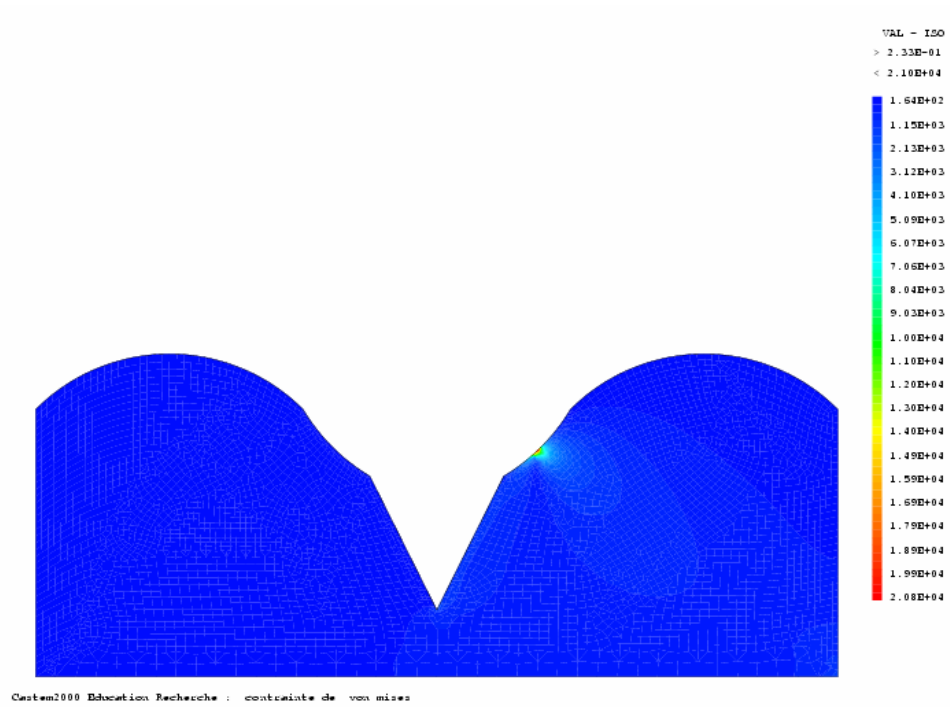


Figure 5.18: La distribution sans maillage de contraintes de Von-Mises pour un chargement de la dent près de l'entaille.

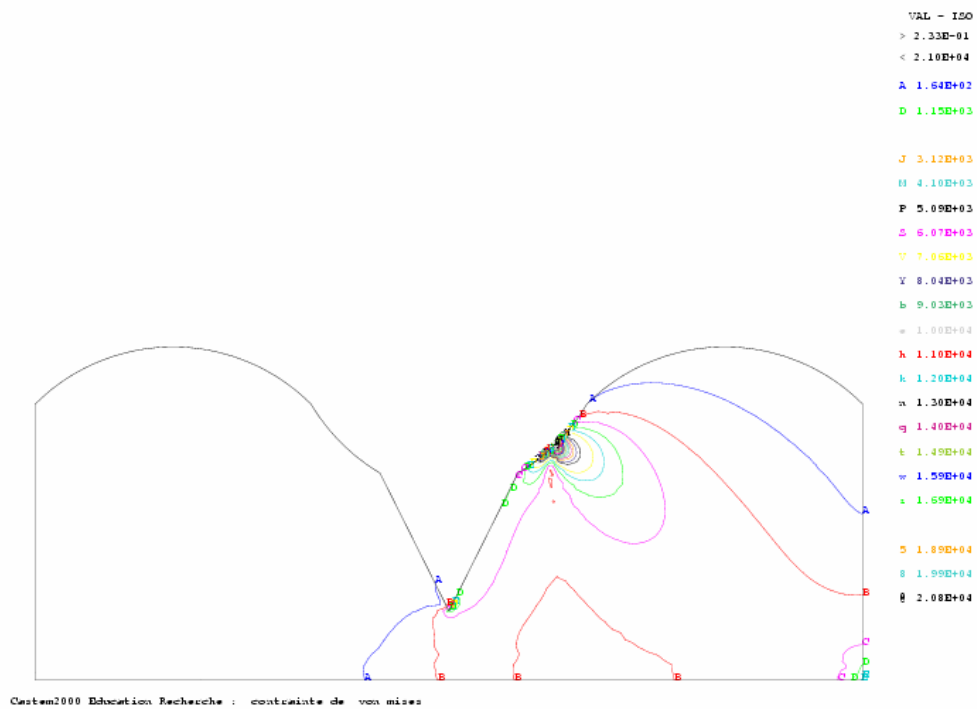


Figure 5.19: La distribution des iso-valeurs de contraintes de Von-Mises de la dent près de l'entaille

## Conclusion

Les dents artificielles doivent être choisies par le praticien lors des étapes finales de la reconstruction prothétique. Ce n'est en aucun cas une étape secondaire car elle conditionne la réussite immédiate et à long terme de la prothèse. Les critères de choix sont nombreux, taille, forme et teinte et font appel aux matériaux ayant une résistance mécanique permettant d'assurer la pérennité de la prothèse et de la restauration dans un environnement buccal souvent agressif.

Le mémoire a fait le point sur une analyse bibliographique de certaines théories traitant les propriétés des différents matériaux dentaires pour comprendre l'effet de certains paramètres influençant la fonction du produit fini de la restauration une fois placé dans le milieu buccal.

Les travaux menés durant cette étude concernent le comportement des matériaux dentaires sous certaines caractéristiques mécaniques telles que l'usure, l'endommagement par fatigue. Pour la mesure de l'usure, trois méthodes ont été employées : comparateur, capteur de déplacement et la méthode optique. Cette étude a évalué la résistance à l'usure de deux matériaux dentaires (une résine Major et une résine composite Hybride) dans des milieux de différents pH. Aussi des essais de la fatigue et d'endommagement ont été réalisés sur des échantillons en résine (Major et Meliodent).

A partir des résultats obtenus, on peut conclure que :

- l'augmentation de l'usure est proportionnelle avec la vitesse de frottement et la charge appliquée sur les dents de prothèse.
- l'augmentation de l'usure est proportionnelle avec le temps pour les différents modes de lubrification.
- l'usure dans le milieu acide est la plus importante par rapport à l'usure sous les milieux basique, neutre et également sec. Par conséquent la dégradation est plus significative dans le milieu acide et relativement faible dans le milieu basique.
- la résine composite de type « hybride » montre une résistance à l'usure plus élevée que celle de la résine de type « Major ».
- le renforcement de la résine par des particules d'Alumine a nettement amélioré la résistance à l'usure du matériau, mais elle reste inférieure à celle du composite.
- pour l'essai de fatigue, les matériaux composites en présence des indentations Vickers qui sont soumis à des chocs de fatigue cyclique ont présenté des fissures au coin des empreintes

d'indentation. Celles-ci évoluent fortement en traction et d'une manière symétrique, tandis que celles en compression diminuent.

- la présence des défauts, telle que l'indentation, affecte fortement la durée de vie des spécimens par la fatigue cyclique. On a remarqué que le nombre de cycles à la rupture diminue avec l'augmentation de la taille de l'indentation Vickers.

- l'endommagement de la résine composite dentaire montre un caractère fragile par rapport à celui de la résine dentaire où il s'effectue par une déformation plastique.

Dans ce travail, on a aussi traité la simulation numérique des dents de prothèse avec et sans restauration avec le code de calcul d'éléments finis «Castem 2000» par des sollicitations et des chargements locaux. Pour cela, on a analysé la distribution des iso-valeurs des contraintes de Von-Mises. On a remarqué que l'effet de la sollicitation mécanique agit directement sur la partie superficielle de la partie restaurée et sur le défaut où l'entaille en V simulant une carie dentaire.

Pour le suivi de ce travail concernant les biomatériaux dentaires qui offrent un grand domaine de recherche non négligeable, on propose l'étude de la thermofatigue des différents biomatériaux avec le changement de température et la durée d'application d'une charge cyclique. En effet, ces paramètres simulent le gradient de température du milieu buccal par des boissons et la mastication de la nourriture affectant sensiblement les performances de ces produits. L'effet du stockage, dans les différents milieux, a un intérêt particulier sur la dégradation des biomatériaux dentaires dont il faut tenir en compte.

La détermination de la fiabilité et la qualité des matériaux biomédicaux importés en Algérie s'avèrent nécessaire.

## Abstract

The application of biomaterials for dental use requires a thorough comprehension of a mechanical properties in the aim to develop more effective materials. These materials (composite, resin and ceramic) are very sensible to mechanical sollicitations. They are submitted to constant wear by friction, to cyclic fatigue and fracture in varied chemical conditions. The objective of this study consists to determine the wear that is characterized by the height loss with a mechanical displacement sensor, a micrometric dial comparator and a long working distance microscope. In addition, the effect of cyclic loading on the growth of an indentation crack on a restoration dental composite (hybride) and the rupture of two resins (Meliodent and Major) is examined. Two wear modes are considered: dry (air) and lubricated sliding (acid pH1.5, base pH14 and water pH7). On a new made wear device, the natural tooth rotates with regard to the composite sample. The contact is flat on flat. The of applied load and speed on the removal materials or resin and composite dental materials are investigated. In both case, the results show that the accumulated wear of the dental materials increase with the normal load and sliding speed. The results of wear show a low difference in hight loss obtained by the different methods. Put a side the acid, the two other lubricants (base and water) are minimized wear compared to the dry mode. The last lubricant (water) gave the lower wear. The fatigue test for resins indicate that resin Major is more brittle than resin Meliodent. The fatigue research for composite usually studies the number of cycles until catastrophic failure. In our case, the fatigue test consists to follow the microcracks introduced by Vickers indentation technique in cyclic shoks between the natural tooth and the dental composite sample. The measures revealed that the cracks in tension grow in a linear manner according to the number of cycles while those in compression decrease. Lasly, by using the finite element method and the computer code CASTEM, we simulated the behavior of a natural tooth under compression loads. For that two cases are proposed: with and without restoration.

**Keywords:** dental materials, wear, fatigue, digital simulation, finite elements.

## ملخص

تطبيق مواد الأسنان في الحث يتطلب فهما عميقا للخصائص الميكانيكية بهدف تطوير مواد أكثر فعالية. مواد هذه الأسنان حساسة جدا للاجهادات الميكانيكية. دائما خاضعة لحت مستمر باحتكاك، لكل متكرر و انكسار في حالات كيميائية مختلفة. الهدف من هذه الدراسة هو إيجاد الحث بقياس نقص الطول بوسائل ميكانيكية و بصرية. و أيضا فحص مفعول للشحن الارتدادي على مواد الأسنان. حالتان من الحث أستعملت : جاف و مشحم (حامض، أساس و ماء). في جهاز الحث تم وضع سن عادي يدور على عينة الدراسة. الاتصال من نوع سطح على سطح. مفعول القوة و سرعة الانزلاق على مواد البحث تم فحصه. النتائج بينت أن الحث يتزايد مع القوة و السرعة. ما عدا الحامض، فإن مواد التشحيم الأخرى قلصت الحث. بحث كلل مواد الأسنان تدرس عادة عدد الارتدادات حتى الانكسار الكلي. في دراستنا تجربة الكلل حتى الانكسار على مادتين من نوع راتينج الأسنان و متابعة تطور انشقاق الخدش " فيكرس" بصدمات متكررة ما بين السن العادي و مادة الأسنان المركبة. استعملنا التشبيه الرقمي CASTEM في الأخير باستعمال طريقة العناصر المنتهية و برنامج الكمبيوتر ، لدراسة تصرف سن عادي تحت قوة ضغط. لذلك تم استعمال حالتين : بدون أو مع مادة الترميم. **الكلمات المفتاحية:** مواد الأسنان، الحث، الكلل، التشبيه الرقمي، العناصر المنتهية.



